

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
Direktor Prof. Dr. Dr. W. Ketterl
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

Vergleichende Untersuchungen der Härte und der
Verschleißfestigkeit bei Frontzahnfüllmaterialien

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt
von Rainer F e l f e
aus Hildesheim

Mainz 1979



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552627_0023

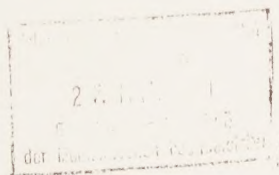
Aus der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie
Direktor Prof. Dr. Dr. W. Ketterl
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Johannes Gutenberg-Universität
Mainz

Vergleichende Untersuchungen der Härte und der
Verschleißfestigkeit bei Frontzahnfüllmaterialien

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der Zahnmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität in Mainz

den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt
von Rainer F e l f e
aus Hildesheim

Mainz 1979





Fachbereichsdekan: Professor Dr. Dr. Ketterl

1. Gutachter: Professor Dr. Lampert

2. Gutachter: Professor Dr. Marx

Meinen Eltern
in Dankbarkeit
gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung
2. Historische Entwicklung der Frontzahnfüllmaterialien
 - 2.1. Silikate
 - 2.2. Methacrylate
 - 2.3. Composites
 - 2.3.1. Definition
 - 2.3.2. Organische Matrix aus Methylmethacrylat
 - 2.3.3. Organische Matrix nach der Bowen-Formel
 - 2.4. Isosit
3. Physikalische Eigenschaften der Materialien
 - 3.1. Härte
 - 3.1.1. Definition der Härte und Meßtechnik im dentalen Bereich
 - 3.1.2. Spezielle Schwierigkeiten der Kunststoffhärteprüfung nach Vickers aufgrund physikalischer Eigenschaften
 - 3.1.3. Die Anwendung der Mikrohärteprüfung
 - 3.1.3.1. Abweichungen der Prüflast
 - 3.1.3.2. Bewegungsmechanismus und der Einfluß von Erschütterungen
 - 3.1.3.3. Die Belastungsdauer
 - 3.2. Verschleißfestigkeit
 - 3.2.1. Definition der Verschleißfestigkeit
 - 3.2.2. Mögliche Parameter, die die Abriebfestigkeit bestimmen
Beobachtungen aus in vitro- und in vivo-Untersuchungen
 - 3.2.3. Zur klinischen Relevanz des Sandstrahltests
4. Eigene Untersuchungen
 - 4.1. Verwendete Materialien
 - 4.1.1. Silikatzement
 - 4.1.2. Komposite
 - 4.1.3. Isosit
 - 4.2. Herstellen der Proben

- 4.3. Lagerung der Proben
- 4.4. Härtemessung
- 4.5. Sandstrahltest
- 5. Ergebnisse
 - 5.1. Härte der Materialien
 - 5.2. Verschleißfestigkeit der Materialien
 - 5.3. Schaubilder
- 6. Diskussion
- 7. Zusammenfassung
- 8. Literaturverzeichnis

1. Einleitung

Alle Bemühungen auf dem Gebiet der plastischen Füllmaterialien in den letzten beiden Jahrzehnten waren wohl dahin gerichtet, dem Wunsch vieler Zahnärzte nachzukommen, ein Material anzubieten, das physikalischen und ästhetischen Anforderungen ganz besonders im Frontzahnbereich gleichermaßen gerecht wird. Die Ansprüche der Patienten bezüglich der Ästhetik sind wohl stets höher als bezüglich der biologischen, funktionellen Rehabilitierung des Kausystems. Der wohl noch überwiegende Teil der Patienten sucht den Zahnarzt auf bei unschönen kariösen Läsionen oder traumatischen Schädigungen der Schneidezähne, da diese ihn in seinem psycho-sozialen Selbstbewußtsein stark beeinflussen können; denn sein Wunsch nach ästhetisch vollkommener Wirkung der die Lippen schmückenden Frontzähne ist nicht zuletzt durch den diskriminierenden Einfluß der Werbung in den Massenmedien stets höher geworden.

Diesen Anforderungen konnte bis vor einigen Jahren im Falle einer kleinen Läsion die Silikatzementfüllung oder die PMMA-Füllung nur mangelhaft gerecht werden. Als einzige dauerhafte Alternative bot sich der prothetische Ersatz mittels Jacketkronen an, eine vom biologischen Standpunkt als äußerst radikal einzustufendes Therapeutikum, wenn man das Beschleifen eines sonst intakten, oft noch jugendlichen Frontzahnes zum konischen Stumpf mit der geforderten labialen Stufe von 1 mm als Platzhalter für das Porzellan in Betracht zieht.

Heute ist man auf dem Wege unter Schonung der Hartgewebssubstanzen Kronen mit Defekten der Blackklassen III, V und auch der Klasse IV mit Hilfe neuentwickelter plastischer Füllmaterialien bei Anwendung der Schmelz- Ätz-Technik ästhetisch vollkommen zu restaurieren (24,30,31,40). Einer der immer noch nicht sicher bewältigten Nachteile gegenüber den Jacketkronen, die es gilt zu kompensieren, ist die wohl geringere mechanische Resistenz, als deren Folge ein relativ zu schneller Substanzverlust eine Erneuerung der Füllung notwendig macht.

In letzter Zeit wurden die ästhetisch vorteilhafteren Kompositmaterialien sogar anstelle des Amalgams im Seitenzahn-
bereich für Klasse I- und II-Füllungen verwendet. Dies stellt ihren umstrittensten Indikationsbereich dar, da nach längerer Liegedauer die Komposite förmlich ausgewaschen werden.

Die mechanische Resistenz zu messen und somit die Eignung in der Mundhöhle zu beurteilen, ist das Anliegen vieler Dissertationen gewesen. Als für diese mechanische Resistenz verantwortliche Parameter wurde einerseits die Härte, andererseits die Verschleißfestigkeit gegen Abrieb angesehen.

Aufgabe der vorliegenden Arbeit soll es sein, beide Größen zu messen und hinterher ein Vergleich zwischen beiden anzustellen, der vielleicht eine gewisse Korrelation aufdeckt oder der zeigt, daß dies nur hypothetisch bleibt.

Daß "die Härte eines Kunststoffzahnes mit Sicherheit auch beim Effekt der Abrasion eine Rolle spielt, ist anzunehmen" (Marx 36).

Bei diesem Vergleich muß eingeräumt werden, daß in keinem Fall der Anspruch auf Allgemeingültigkeit erhoben oder gar ein physikalisch definitiver Zusammenhang gefunden werden kann. Es soll hier lediglich versucht werden, ein auf die Versuchsanordnung beschränkte empirische Relation zu finden, die ein Beitrag dazu sein mag, die Aussagekraft der doch so problematisch und äußerst vielfältig zu messenden und doch noch so häufig als Vergleichsparameter mehrerer konkurrierender Materialien angegebenen Härte zu bestätigen oder zu schwächen.

2. Historische Entwicklung der Frontzahnfüllmaterialien

2.1. Silikatzement

Die Silikatzemente sind im Jahre 1903 als Füllungsmaterial für Frontzähne von Steebock und Ascher eingeführt worden. Sie weisen nach Peyten folgende Zusammensetzung auf: "Das Pulver ist im wesentlichen ein Gemisch von Al_2O_3 und SiO_2 im Verhältnis 0,7 zu 0,9 unter Zusatz von CaF_2 , P_2O_5 und Flußmitteln. Die Flüssigkeit ist eine wäßrige Lösung von H_3PO_4 gepuffert mit AlPO_4 und $\text{Zn}(\text{PO}_4)_2$ " (8). Die Hauptschwächen der Silikatzemente bestehen in der Kontraktion von 3,5%, der hohen Löslichkeit und der Toxizität. Kontraktion und die fehlende Adhäsion an der Kavitätenwand sind für das Entstehen von Mikrofissuren und die marginale Infiltration von Speichel und Sekreten verantwortlich. Die Löslichkeit oder Desintegration, die trotz Fernhalten von Feuchtigkeit während der Erhärtungsphase oder besser während der ersten 24 Stunden nach der Insertion der Füllung mittels eines Zahnlackes nicht verhindert werden kann, reduziert die Liegedauer einer solchen Füllung auf einen durchschnittlichen Zeitraum von nur 3-4 Jahren (8). Besonders intensiv ist die Auflösung des Silikatzementes bei schlechter Mundhygiene und längerer Einwirkung von Zucker (5), wenn der pH-Wert in der Plaque unter den kritischen Wert von 5 sinkt, wie es die Stephanskurve zeigt (33).

2.2. Methylmethacrylate

Schon seit einiger Zeit haben die Methylmethacrylate den Kautschuk als Prothesenwerkstoff verdrängt. 1948/49 wurde dieser Kunststoff erstmals für die Füllungstherapie nutzbar gemacht. Anfänglich gute kosmetische Wirkung durch zahnfarbendes Aussehen und relativ geringe Löslichkeit (54) wurde kurz darauf getrübt durch Kontraktion und Verfärbung, was neben der großen Pulpenschädlichkeit aufgrund des Restmonomergehaltes zunächst zur generellen Ablehnung führte (8).

Die Acrylate wurden angemischt aus der Monomer-Flüssigkeit und dem Polymer-Pulver, welches aus zerkleinertem Blockpolymerisat und Farbzusätzen sowie einem Katalysator (Peroxid) bestand. Ersteren waren Stabilisatoren, die eine Selbstpolymerisation verhinderten sowie Acceleratoren zur Beschleunigung der späteren Reaktion zugesetzt. Noch nicht vergessene Vertreter aus dieser Zeit sind u.a. Sevriton (De Trey, Zürich), Palavit 55 (Kulzer, Bad Homburg) und Bonfil (Caulk, Milford, USA). (8,25)

1952 versuchte man durch Verstärkung des Kunststoffes mittels Glasfasern, die dem PMMA-Polymer-Pulver zugesetzt wurden, die physikalischen Eigenschaften zu verbessern. Diese Resin-Zemente zeigten jedoch keine verbesserte Festigkeit, da zwischen Glasfasern und Matrix keine Verbindung bestand, sondern sogar Hohlräume, die für eine höhere Wasserabsorption sorgten. Eine geringere Randspaltbildung war ihr einziger Vorteil (54). Produkte: Mer Don (American Consolitated Co, USA) und Spectrum (Plastic Products).

2.3. Composites

2.3.1. Definition

Composite-Füllungsmaterialien sind dreidimensionale Mischungen von organischem Kunststoff und damit verbundenen anorganischen Füllern. (25)

Composites sind mit Füllern verstärkte selbstpolymerisierende Acrylat-Füllungs-Materialien. (30)

2.3.2. Organische Matrix aus Methylmethacrylat

Die Verbesserung der mechanischen Eigenschaften sowie die Verminderung des thermischen Ausdehnungskoeffizienten auf eine Größenordnung in der Nähe desjenigen der Zahnhartsubstanz (11) verdankt dieser Füllstoff seinem hohen Gehalt an anorganischem Material (60 bis maximal 85 Gewichtsprozent entsprechend je nach spezifischem Gewicht des Füllers $\pm$ 50 Volumenprozent), das "in Form zum Teil symmetrischer, zum

Teil asymmetrischer Splitter, Plättchen, Stäbchen, Perlen oder Fasern vorliegt." Die Größe der Partikel schwankt zwischen ca. 0,2µm und maximal 30µm. Chemisch handelt es sich um Glas, Aluminiumsilikat, Lithiumsilikat, Quarz, Hydroxylapatit oder andere Phosphate. (30) Erstmals ist es hier gelungen durch die Vorbehandlung der Füller eine echte chemische Verbindung zwischen organischer und anorganischer Komponente herzustellen. Eine dünne Schicht über dem Füller, auch als "coupling agent" bezeichnet, kann eine chemische Reaktion mit beiden Medien eingehen. (54) Dieses coupling agent ist eine siliciumorganische Verbindung, ein Silan. Die Bindung zum Füllstoff kann dadurch entstehen, daß Restgruppen des Silans, z.B. eine Äthylgruppe durch Spuren von Feuchtigkeit vom Gesamtmolekül getrennt werden, indem freier Äthylalkohol und eine endständige Hydroxylgruppe entstehen. Das Hydroxyl bildet seinerseits mit der Füllstoffoberfläche eine heterovalente Bindung. (25) Das andere ungesättigte Ende des Silanmoleküls reagiert mit der organischen Matrix im Sinne einer Pfropf- oder Kopolymerisation. (54) Produkte, bei denen die organische Matrix aus Methylmetacrylat besteht sind TD 71 (Dental Fillings of London), Posite (Amco), Palakav (Kulzer, Bad Homburg) und Polycap (Vivadent, Schaan).

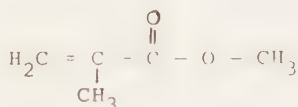
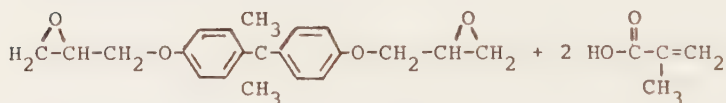


Abb. 1: Strukturformel von Methyl-Methacrylat
(MMA - Ester)

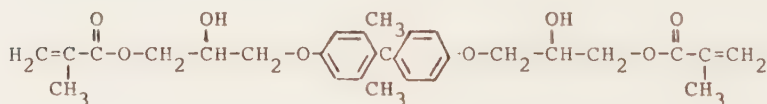
2.3.3. Organische Matrix nach der Bowen-Formel

Im Jahre 1962 meldete R.L. Bowen am National Bureau of Standards in Washington/USA ein neues Patent an. Es handelt sich hier um ein neuartiges Monomer, das sich durch ein sehr hohes Molekulargewicht auszeichnet; chemisch ist

es ein Reaktionsprodukt einer Epoxidverbindung mit Methacrylsäure (64). Als entscheidende Vorteile sind zu nennen die geringere Polymerisationsschrumpfung (20% bei reinen Methacrylaten) und die bessere Pulpenverträglichkeit, bedingt durch die großen, weniger diffundiblen Moleküle. Wegen der hohen Viskosität (25) der Bowen-Composites mußten wieder verdünnende Flüssigkeiten zugesetzt werden, die die Pulpenverträglichkeit wieder reduzierten. Heute wird durch Modifikation der Bowenformel die Viskosität herabgesetzt, so daß man auf zusätzliche Verdüner verzichten kann. (30)



Bisphenol-A-Diglycidyläther + Methakrylsäure



Bisphenol-A-Glycidyl-Methakrylat (BIS-GMA)

Abb. 2: Beispiel einer Reaktion zwischen einem Epoxyharz und einer Akrylsäure (30)

2.4. Isosit

Hier handelt es sich nach Mannerberg (33) um einen neuen Werkstoff, der aus einer organischen Matrix und einem organischen Füller besteht; beide Komponenten sind vergleichbar mit der organischen Matrix nach der Bowen-Formel, was in physikalischen Eigenschaften zum Ausdruck kommt, wie die

Hochglanzpolierbarkeit. Veraschungs- und Elementverteilungsanalysen von Reinhardt und Vahl ergaben jedoch einen anorganischen Füllstoffanteil von ca. 24 Gewichtsprozent. (55)

3. Physikalische Eigenschaften der Materialien

Neben den biologischen Eigenschaften und der leichten Verarbeitung spielen die physikalischen Werte eine große Rolle. Es ist das Ziel der werkstoffkundlichen Forschung, eine Annäherung der physikalischen Parameter an diejenigen der Zahnhartsubstanzen zu erreichen. Einige der in Labortests geprüften Eigenschaften sind Härte, Zugfestigkeit, Bruchfestigkeit, Biegefestigkeit und das Elastizitätsmodul, Werte, die die Frakturtenz von Füllungen bei Erreichen gewisser Maximalwerte bestimmen; ferner determinieren Wasserabsorption, der thermische Ausdehnungskoeffizient und vor allem die Polymerisationsschrumpfung das Randspaltverhalten. (57) Schließlich hängt die Mundbeständigkeit ab einerseits von dem Widerstand gegen physikalisch-mechanisch bedingten Verschleiß hauptsächlich durch Abrasion, andererseits von chemischen Auflösungsprozessen, die bei Kompositen eine allmähliche Hydroxylierung der Silane bewirken (Lampert). (25)

"Daß die Härte eines Kunststoffzahnes mit Sicherheit auch beim Effekt der Abrasion eine Rolle spielt, ist anzunehmen" (Marx). (36)

3.1. Härte

3.1.1. Definitionen der Härte und Meßtechnik im dentalen Bereich

Eine eindeutige Definition der Härte gibt es nicht. Lediglich verschiedene Versuche, dieses physikalische Phänomen näher zu beschreiben sind unternommen worden. So spricht Ashby von der Härte als Maß des Widerstands gegenüber ständiger Verformung und Beschädigung, Mott sieht die Härteigenschaften grundsätzlich mit der Art der Atomanordnung und mit den zur Strukturbildung wirksamen Bindungskräften in Zusammenhang. "Härte als solche kann kein eindeutiges Charakteristikum sein, da dynamische Momente, wie z.B.

Zeitfaktor, Elastizität als variable Parameter" (einerseits von seiten des zu prüfenden Materials, andererseits von seiten der Prüfvorrichtung) in den Terminus Härte eingehen. (34) Auf dem Wege reproduzierbare Prüfeinrichtungen zu schaffen, sind grundsätzlich drei verschiedene Härtebegriffe entstanden.

Eindringhärte als Widerstand gegen örtliche inhomogene Verformung,

Ritzhärte als Widerstand gegen Zerspanung und

Pendelhärte als Widerstand gegen einen Abrollvorgang. (44)

Als älteste Härteprüfung zeigt die Ritzhärteprüfung entscheidende Mängel, die durch Einhalten und Wiederholung einer gleichmäßigen Ritzgeschwindigkeit bedingt sind, die wiederum selber die Breite des Ritzes bestimmt. (34) Die mikroskopische Ausmessung des Ritzes ist ebenfalls nicht exakt möglich aufgrund von Werkstoffaufwölbungen.

Die Eindringhärte, die Marx als die Eigenschaft eines Körpers, dem Eindringen eines anderen (härteren) Körpers einen gewissen Widerstand entgegenzusetzen, definiert, ist die wohl am weitgehendsten reproduzierbare Größe, mittels derer eine Schnellorientierung von groben Härteunterschieden möglich ist. (34)

Die Messung mit dem Eindruckversuch nach DIN 53456 erfordert jedoch die Herstellung spezieller Prüfkörper einer Größe von 4,5 x 4,5 x 4 mm und wird so durchgeführt, daß die Eindrucktiefe unter einer Last von 50 kg mit Hilfe einer mechanischen Meßuhr ausgemessen wird, in der Art, daß auf der Meßuhr Zahlen als Härtewerte gegenläufig zur Tiefe angebracht werden. Dieses Verfahren hat insbesondere bei der Kunststoffprüfung einen entscheidenden Nachteil. Man zieht die gemessene Tiefe von einem konstanten Skalenwert, z.B. 100, ab. Das heißt, der Zeiger der Tiefenmeßuhr läuft von 100 bis 0 und bei Stoffen, die für dieses Verfahren zu weich sind, bis zu Minuszahlen. Für diesen Härtebegriff eignen sich die Kunststoffe nicht, da ihre Eigenschaften viel zu unterschiedlich und über den Bereich von 100 bis 0 hinauslaufen. (23) Außerdem

sind im dentalen Bereich die Proben oft kleiner, so daß diese Art der Makrohärteprüfung nicht in Frage kommt. Marx (34) hat die Härte nach Vickers mit dem Kleinlastprüfgerät "Durimet" gemessen und dabei die Mantelfläche der Diamantenpyramide nach Vickers aus der gemessenen Eindruckdiagonale errechnet (DIN 50133). Andere Autoren nahmen auch die Eindringhärte zur Härtebeurteilung von dentalen Kunststoffen, lediglich andere Eindringkörper, wie der von Knoop wurden benutzt. Vorteil gegenüber dem Prüfverfahren nach DIN 53456 ist die größere Ablesegenauigkeit um etwa eine 10^{er} Potenz, aufgrund der Geometrie der Diagonalen, die 7 (Vickers) bzw. 30.5 (Knoop) mal größer ist als die Eindrucktiefe. Ferner besteht aufgrund der "Messung des Flächenwiderstandes gegenüber dem Eindringkörper" (23) die Möglichkeit von einer Makroprüfung (wie es der Versuch nach DIN 53456) darstellt, abzukommen und mit wesentlich kleineren Prüfkraften wesentlich kleinere Prüfkörper zu analysieren, was zur Beurteilung der dentalen Kunststoffe notwendig ist.

3.1.2. Spezielle Schwierigkeiten der Kunststoffhärteprüfung nach Vickers aufgrund der physikalischen Eigenschaften

Man kann aufgrund des Widerstandes, den ein Material gegen das Eindringen eines anderen Körpers entgegensetzt, grundsätzlich zwei extrem verschiedene Werkstoffe unterscheiden: Das Metall, welches sich hauptsächlich plastisch bei Verformungen verhält und dessen winziger elastischer Verformungsanteil vernachlässigt wird. Der Weichgummi, der rein elastische Verformungen aufweist. Plastische Verformungen äußern sich als bleibende Eindrücke nach Entlasten, elastische verschwinden wieder aufgrund elastischer Rückstellung. Der Kunststoff ist ein Werkstoff, der sowohl plastische und elastische Eigenschaften aufweist (Viskoelastizität) und daher bei der Härtemessung Probleme aufwirft.

Während man bei Metall den bleibenden Eindruck problemlos ausmessen kann und bei Gummi nur die Gesamtverformung un-

ter Belastung mißt, bekommt man bei der Kunststoffhärtemessung verschiedene Werte, je nachdem ob der Gesamteindruck oder der bleibende gemessen wird.

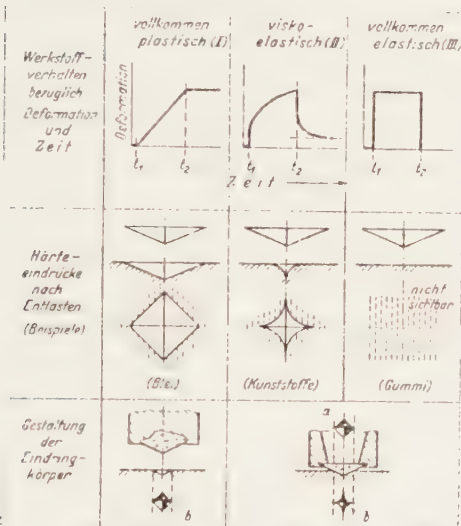


Abb. 3:
Grundsätzliches Deformationsverhalten unterschiedlicher Werkstoffe bei der Härtemessung und daraus abgeleitete Gestaltung der Eindringkörper nach Vickers (nach Müller) (44)

Müller empfiehlt in seiner neuen Kleinlast-Härtemeßmethode die Kunststoffhärtemessung unter Last wegen der vollständigen oder teilweisen Rückfederung der Kunststoffe. Kuntze (23) stellte jedoch schon früher fest, daß sich die Rückfederung fast ausschließlich auf die Tiefenmessung, nicht oder nur sehr wenig auf die Flächenmessung der Diamantpyramide auswirkt.

3.1.3. Die Anwendung der Mikrohärteprüfung

In den fünf aufgestellten Forderungen von Müller für die Härtmessung von Kunststoffen scheint mir Punkt 2 aus zwei Gründen interessant zu sein. Einmal ist die Abhängigkeit der Vickershärte von der Prüflast trotz geometrischer Ähnlichkeit der Eindrücke eine Frage, die sicherlich in der Struktur des Materials zu beantworten ist, zum anderen ist

dies ein weiterer Unsicherheitsfaktor bei dem Vergleich von verschiedenen dentalen Werkstoffen untereinander, zumal ich keine Angaben über besonders empfohlene Belastungsgrößen in der zahnärztlichen Literatur finden konnte. Lediglich Kronen (22) stellt fest, daß beim Auflegen größerer Lasten der Eindruck unscharf und so groß wird, daß er nicht mehr exakt ausgemessen werden kann. H. Bückle (7) beschreibt sehr anschaulich die Schwankungen der Härte bei kleinen Prüflasten, demzufolge er eine Einteilung der Härte in 3 Bereiche vorschlägt.

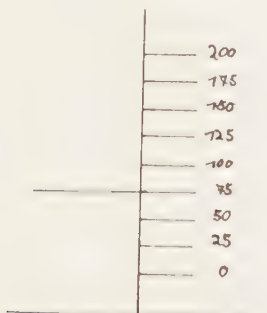
- "1. Die eigentliche Mikro-Härteprüfung, die sich von den kleinstmöglichen Prüfkraften (Größenordnung 1g) bis zu den Prüfkraften von 100 bis 200g erstreckt. Der kennzeichnendste Bereich hierfür umfaßt die Prüfkraft zwischen 5 und 50g;
2. die Kleinlast-Härteprüfung, die von 100 bzw. 200g bis 5 bzw. 10kg geht. Das hierfür charakteristischste Gebiet wird durch die Prüfkraft von 200 bis 1kg gebildet;
3. die Makro-Härteprüfung, die alle Härteprüfungen nach Vickers einschließt, die mit Prüfkraften von mehr als 10kg durchgeführt werden." (7)

Nach Bückle bringt die Mikrohärteprüfung, "die man auf keinen Fall als eine Prüfung der klassischen Makrohärte im verkleinerten Maßstab ansehen darf", einige neue Gesetzmäßigkeiten mit sich, ohne deren Beachtung eine Aussage über einzelne Werkstoffe, besonders im Hinblick auf die Reproduzierbarkeit sowie den Vergleich gefährlich sein kann. So haben Brown und Ineson Untersuchungsergebnisse analysiert, die in dreizehn Laboratorien auf der gleichen Serie von acht Prüfstücken unter Benutzung von zehn verschiedenen Härteprüfgeräten mit Prüfkraften zwischen 10g und 200g erzielt wurden. Die Ergebnisse, die für jeweils dasselbe Prüfstück bei der Prüfung mit der gleichen Prüfkraft erhalten wurden, weisen Unterschiede bis zu 50% auf die kleineren Prüfkraft (10 bis 20g) und diese erreichen noch 15% für die Prüfkraft von 100 bis 200g. (7)

Als mögliche Ursache für derartige Streuungen der Meßwerte kommt der Charakter der Mikrohärtepfprüfung "als eine ortsgebundene Prüfung in Frage, die sich auf die Körner oder individuellen Bestandteile der mikrographischen Struktur der Prüfstücke bezieht". (7) Die heterogene Struktur eines Compositematerials erschwert die Härtemessung, da hier Füller und Matrix zwei völlig verschiedene Substanzen, nämlich organische und anorganische Stoffe, dem eindringenden Diamanten Widerstand entgegensetzen. Was mißt man nun? Die Härte des Füllers, der Matrix, eine Resultierende von beiden oder gar die Härte der durch die Anwesenheit von anorganischen Füllern in seinem "physikalisch typischen Fließverhalten" (Marx) "gestörten" (Bückle) organischen Kunststoff-Matrix? Klärung bezüglich dieser Frage bringt ein Vergleich der Größe der Prüfeindrücke mit der Größe der Füllpartikel. (Abb. 4)

Kornverteilungsspektrum des Kompositmaterials Cosmic:
3 bis 60 micron

Die Skala zur Ausmessung der Prüfeindrücke reicht über Werte von 0 - 200 micron.



Zeichnen wir einen Füller von durchschnittlicher Größe in die Meßskala ein, so wird deutlich, welche Prüfeindruckgrößen als kritisch zu betrachten sind.

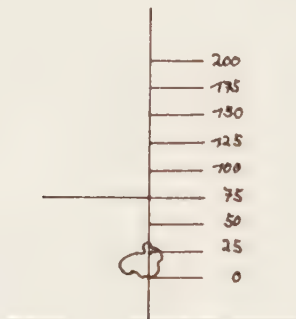


Abb. 4: Abbildung eines Cosmic-Füllkörpers durchschnittlicher Größe auf der Meßskala

Wünschenswert sind also Eindrücke, die deutlich größer sind als 30 micron.

Man kann sehen, daß wir bei sehr kleinen Prüfkraften und den daraus resultierenden kleinen Eindrücken näher in den kritischen Bereich der Größe der Füller kommen. Demzufolge ist eine größere absolute Streuung der Meßwerte zu erwarten, eine Feststellung, die auch von Bastian (1) bei seinen Untersuchungen (mit Kräften von 15p und 50p) getroffen wird. Neben dieser strukturbedingten Verteilung der Meßwerte muß selbstverständlich in Rechnung gestellt werden, daß bei kleineren Prüfeindrücken sämtliche Fehler, die bedingt sind durch die Meßtechnik einerseits und durch die menschliche Unzulänglichkeit wie Ermüdung des Auges und Ablesefehler andererseits, stärker zum Ausdruck kommen. Die Mikrohärteprüfung als eine Meßmethode mit minimalen Prüfkraften er-

fordert also ein weit höheres Maß an Präzision, da schon relativ kleine Fehler zu großen absoluten Schwankungen führen können. Dies sei an Hand einiger Parameter gezeigt:

3.1.3.1. Abweichungen der Prüflast

"Ein gegebener absoluter Fehler bei den Lasten zieht Fehler bei der Härte nach sich, die um so größer sind, je kleiner die aufgebrachten Lasten sind. Wenn P die zugrunde gelegte Last, $P_1 = P \pm C$ dagegen die tatsächlich wirksame ist, so zieht dies einen Härtefehler von

$H_1 = H (1 \pm C/P) = H \frac{P \pm C}{P}$ nach sich. Bei einer Härte von $100 \frac{kp}{mm^2}$ bedeutet das bei einer Abweichung von nur $1p$ bei einer Prüflast von $2p$ eine scheinbare Härte von $50 \frac{kp}{mm^2}$! Bei höherer Prüflast, wie z.B. $100p$ und gleichem Fehler von $1p$ beträgt die scheinbare Härte $\frac{99kp}{mm^2}$ ". (7)

3.1.3.2. Bewegungsmechanismus und der Einfluß von Erschütterungen

Es ist wichtig, daß die Richtung der Bewegung des eindringenden Diamanten genau senkrecht zur Probenoberfläche liegt. Eine Abweichung von 90° zur Probenoberfläche bedeutet eine Verzerrung des Eindrucks. Schlimmer noch wirkt sich eine seitliche Bewegungskomponente beim Eindringen in den Prüfkörper aus. Eine Vergrößerung der Pyramidenfläche und damit ein zu kleiner Härtewert sind die Folge. Dies wird hervorgerufen durch eine mangelhafte Führung des Diamanten in der Prüfvorrichtung oder durch eine unzureichende Befestigung des Prüfkörpers in der Probenhalterung. Zuletzt sei der Einfluß von Erschütterungen erwähnt. Schon relativ schwache Vibrationen führen nach Bischoff, Wenderott, Bergsman und Bückle (7) bei Metallen zu einer Verminderung des Härtewertes um 33% bei einer Prüflast von $100p$ und um bis zu 90% bei den kleineren Lasten. Nach Bischoff und Wenderott tragen Vibrationen dazu bei, die durch Rauheiten der sich in Kontakt befindlichen Oberflächen hervorgerufenen Verklammerung zu

lösen. Bückle, der diese Interpretation anzweifelt, "da in diesem Falle die Vibrationen keine eigentliche Fehlerquelle darstellen, sondern eine wirkliche Fehlerquelle, die Reibung ausschaltet", setzt dieser Hypothese seine eigene entgegen und hält die Zufuhr kinetischer Energie durch Erschütterungen und die damit verbundenen erweiternden Schwingungen des Eindringkörpers für die Verminderung der Härtewerte verantwortlich. Für diese Erklärung spricht die Abnahme des Vibrationseinflusses bei höheren Prüflasten (7), eine Tatsache, die mit dem Trägheitsprinzip übereinstimmt.

3.1.3.3. Die Belastungsdauer

Es ist unbedingt notwendig, die Belastungsdauer bei einer Versuchsreihe zu definieren und für alle Versuche konstant zu halten, "da nach Erreichen der vollen Last der Prüfling dem auf ihm lastenden Diamanten als Folge des Fließens weiter nachgibt". (7)

3.2. Verschleißfestigkeit

3.2.1. Definition der Verschleißfestigkeit

Verschleiß äußert sich als ein Substanzverlust eines oder mehrerer am Verschleißprozeß beteiligten Körper. Allgemein wird ein Körper als verschleißfester bezeichnet, wenn er unter einer bestimmten Belastung länger seine Ausgangsform bzw. -größe behält als ein anderer. Als die naheliegendsten Bezugsgrößen zur Verschleißfestigkeit bieten sich die Härte und die Festigkeit an. Die plausible Vorstellung von einem zunehmenden Verschleißwiderstand bei zunehmender Härte wird bestätigt bei der Gruppe der Metalle. Diese Relation wird dargestellt in dem Khrushchov-Diagramm. (73)

Diese Vorstellung ist aber rein zufällig und nicht auf andere Werkstoffe beliebig übertragbar. So wird z.B. ein Kraftwagen, der versuchsweise mit Eisenrädern ausgerüstet

ist, weit größeren Verschleiß durch Abrieb aufweisen als ein anderer mit Gummireifen (59). Es steht dabei außer Frage, welcher Stoff der härtere ist.

Dieses Beispiel beweist, daß die Beziehung zur Verschleißfestigkeit nicht absolut ist und man nicht immer mit Härtemessungen etwas über das Abnutzungsverhalten aussagen kann. Das Beispiel mit dem Gummireifen legt uns eine weitere Eigenschaft eines Stoffes nahe, nämlich seine Elastizität. Man definiert sie als die Eigenschaft fester Körper, eine unter dem Einfluß einer äußeren Kraft aufgenommene Formveränderung nach Aufhören dieser Kraft wieder rückgängig zu machen. Sicher ist die Elastizität ein bestimmender Parameter, der in irgendeiner Form in die Verschleißfestigkeit eingeht.

Dem Problem des Substanzverlustes widmen sich Powell, Phillips und Norman näher (50). Als Ursache dieses Phänomens existieren vier Arten von Verschleiß, nämlich

- Korrosionsverschleiß (nur bei Metallen)
- Ermüdungverschleiß
- Abrasionsverschleiß
- Adhäsionsverschleiß

Es ist noch nicht bekannt, welches dieser Phänomene in der Mundhöhle dominiert. Sicherlich spielen Abriebvorgänge die Hauptrolle, aber auch die Ermüdung eines Materials wie z.B. das Nachlassen der Elastizität zugunsten der Plastizität bei wiederholter Beanspruchung oder bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze scheint mir besonders bei Substanzverlusten der Füllungsmaterialien von Bedeutung.

3.2.2. Mögliche Parameter, die die Abriebfestigkeit bestimmen

Beobachtungen aus in vitro und in vivo Untersuchungen

Zur Bestimmung der Abriebfestigkeit kamen bisher drei Verfahren zur Anwendung:

- experimentelle Laborversuche
- Tierversuche
- klinische Studien am Menschen

3.2.2.1. Experimentelle Laborversuche

Das am weitesten verbreitete in vitro Verfahren ist wohl der Bürstentest, der durchgeführt wird mit einer auf einem Prüfkörper bewegten Zahnbürste unter Verwendung von Schleifmitteln wie Zahnpasten, Schlämme oder Bimsstein. Meistens dient Wasser als Suspensionsmittel. Die Auswertung des Substanzverlustes geschieht hier durch Wägung oder Messung der Längenänderung. Diese Methode berücksichtigt die Peripherieflächenabrasion, eine bei der täglichen Mundhygiene hervorgerufene künstliche Abrasion:

Beyerler und Mooser (3), Flerlage und Marxkorps (14), Hotz (19), Peterson (46), Phillips (47), Schmitz et al. (60), Scholz (62), Sonntag (68), Streitl (69). Hotz (19) stellt bei seinen Experimenten I, II und III einen höheren Abrieb bei Amalgam als bei Kompositen fest. Peterson (46) abra diert Addent und vergleicht es mit ungefüllten Kunststoffen und mit weniger gefüllten Akrylaten. Das Addent als Vertreter der füllstoffhaltigen Füllmaterialien erweist sich als zehnmal so widerstandsfähig.

Phillips (47) vergleicht ebenfalls Amalgam mit Kompositen und kommt zu sich widersprechenden Resultaten. Bei Verwendung von Calciumkarbonat rangieren beide Werkstoffe an gleicher Stelle; die Bimssteinabrasion zeigt dagegen die Überlegenheit der Komposite.

Streitl (69) kann im Bürstentest mit Blend-a-med eine Überlegenheit des ungefüllten Verblendkunststoffes feststellen, wohingegen in der Versuchsreihe mit Bimsstein die anorganischen Füllkörper einen kleineren Abrieb hervorrufen.

Schmitz (60) ist aufgrund seiner Versuche der Meinung, daß eine Steigerung der Abriebfestigkeit durch Zunahme des Füllstoffanteils sowie der Teilchengröße möglich ist. Er schließt allerdings "obgleich nicht dargelegt, von seiner Arbeit auf gleiche Grundsätze bei höheren Konzentrationen der verstär-

kenden Füllstoffe" als in seinen experimentellen Rezepturen (mit einem Anteil von maximal 16,7%).

Ein weiteres gängiges Verfahren ist der Test mit Sandpapier oder einem Schleifstein. Hier sind die abrasiven Körner nicht in einer Suspension verteilt, sondern durch ein Bindemittel auf Papier oder eine Leinwand gebunden. Lugassy und Greener (29) haben Komposite und ungefüllte Akrylate mit zwei gegenläufigen Rädern aus glasartig gebundenen Siliciumkarbidpartikeln sowohl trocken als auch naß abradert. Die ungefüllten Kunststoffe erweisen sich als signifikant abrasionsresistenter.

Dem widersprechen die Ergebnisse von Powers. (51) Er findet einen größeren Abrieb bei ungefüllten Harzen. Unter den gefüllten weisen wiederum die quarzgefüllten eine größere Resistenz auf. Powers erklärt die Ergebnisse von Lugassy und Greener mit der möglichen Tatsache, daß nicht eliminierte losgerissene Füllkörper zusätzlich abrasiv wirken können. Außerdem kommt eine Verschmierung des Schmirgelpapiers durch eine weiche ungefüllte Matrix in Frage. Es sind also testspezifische Varianten seiner Meinung nach die ausschlaggebenden Faktoren. Ferner weist Powers (51) noch die Bedeutung der Silane mit Hilfe von experimentellen Rezepturen nach, er deutet schließlich die Bedeutung einer gewissen Zähigkeit der Kunststoffmatrix an im Sinne einer Abriebverminderung; hochvernetzte Kunststoffe sind allgemein spröder und erhöhen den Abrieb.

Schmitz schließt sich dieser Meinung an. (60)

Andere Autoren lassen die Proben gegen einen konstanten statisch fixierten Körper mit oder ohne Schleifpasten reiben. Es seien die Arbeiten von Bastian (1), Bieske (4), Hotz (19) und Streitl (69) erwähnt.

Hotz, der extrahierte Prämolaren, Streitl, der eine Wellglasplatte verwendet, erhalten Resultate, die sich nicht mit den von ihnen ebenfalls durchgeführten Bürstenergebnissen decken. Bieske kann zeigen, daß Silikat stärker als Kunststoffzähne abradert.

Ein letztes Laborverfahren, das das Gegeneinanderreiben von zwei verschiedenen Dentalwerkstoffen berücksichtigt, sei erwähnt. Dies entspricht den oralen Gegebenheiten, wenn beispielsweise eine Goldkrone mit einem kompositgefüllten Zahn occludiert. Beger (2), Galler (16), Zirwes (73).

3.2.2.2. Tierversuche

Die Ergebnisse der von Lee und Orlowski an Ziegen durchgeführten Experimente sind nicht ohne weiteres auf den Menschen übertragbar. (57)

3.2.2.3. Klinische Studien am Menschen

Eine letztendlich gültige Aussagekraft haben nur die klinischen Untersuchungen. In den Arbeiten von Bowen (5), Durner (11), Eames et al. (12), Erikson (13), Leinfelder (27), Lutz/Ochsenbein/Lüscher (31), Meyer und Lutz (37), Osborne (45), Phillips (47-49), Roulet (58), Roulet/Mettler/Friedrich (38) zeigt sich immer wieder der problematische Substanzverlust der Komposite, der zum Beispiel gegenüber Amalgam weitaus größer ist. Eames et al. stellen noch das schlechtere Abschneiden der Silikatzemente fest.

Zuletzt sei noch auf die unterschiedliche Auffassung der Autoren bezüglich der Beziehung zwischen Härte und Abrieb hingewiesen. Dennison (9), Macchi et al. (32), Phillips (47-49), Schroeder (63,64) sprechen von einer positiven Korrelation zwischen beiden Größen. Jedoch legen Fischer (15), Harrison (18), Peterson (46), Schmitz (60) nahe, daß man Härte nicht als Gradmesser des Abriebes ansehen darf.

3.2.3. Zur klinischen Relevanz des Sandstrahltestes

Die Abrasio dentis, ein komplexes Problem, dessen Ursache zu klären, sich zahlreiche Autoren bemühten, ist eine Tatsache,

die im Laufe der Gebrauchsperiode unseres Gebisses zur Abflachung der natürlichen Höckerverzahnung und damit zu dessen Äquilibration führt. Werden dagegen im Zahnbogen einzelne Kau-elemente von der einflächigen Füllung bis hin zum Ersatz mehrerer Zähne von künstlichen körperfremden Materialien gebildet, so ergibt sich ein unterschiedlicher Verschleiß immer zuungunsten des Ersatzmaterials mit all den bekannten Folgen.

Ziel der werkstoffkundlichen Forschung ist es, Ersatzmaterialien zu finden, deren Substanzverlust durch Abrieb möglichst gering ist. Zu diesem Zweck müssen die Werkstoffe erprobt werden. Die beste Methode ist wohl der klinische Test. Laboratoriumsversuche sind wohl immer mit Fehlern behaftet, was deren klinische Relevanz und natürlich damit deren Aussagekraft sehr in Frage stellt, eine Tatsache, die für große Unterschiede in den Versuchsergebnissen verantwortlich ist. Will man aber recht schnell zu brauchbaren Ergebnissen kommen, so ist man wohl doch auf Labortests angewiesen, die zudem noch den Vorteil der objektiv gleichen Bedingungen für alle Testsubstanzen sowie der Reproduzierbarkeit bieten, was wohl ein deutliches Manco der klinischen Tests darstellt.

Beim Erstellen der Versuchsanordnung fordern viele Autoren die Anpassung an das Mundmilieu. Dies erfordert eine exakte Analyse der Mundverhältnisse, also das Aufsuchen der allgemeinen Gesetzmäßigkeiten der enoralen Abriebvorgänge. An dieser Stelle seien die drei bekannten Theorien über die Abrasio dentis erwähnt:

1. Die Ursache der Abrasio dentis liegt in gewissen Nahrungsbestandteilen, die eine schleifende Wirkung auf den Zahnschmelz ausüben (42,43,71).

2. Die Abrasion wird durch eine Kontaktreibung der Zähne während des Kauaktes verursacht (72). Diese These ist durch die Untersuchungen von Jankelson, Hoffmann und Hendorn (20) widerlegt worden.

3. Es entstehen Schliffacetten durch Gegeneinanderreiben

der Zahnreihen unabhängig vom Kauakt (65). Dieser von Drum (10) und Ramfjord/Ash (53) als Attrition bezeichneter Vorgang wird hauptsächlich bei parafunktionellen Bewegungen stattfinden.

Daran anlehnend wurden dann sehr einfallsreiche Abrasionsmaschinen entwickelt. Es seien hier die Apparaturen nach Bastian (1), Zirwes (73), Beger (2) und Galler (16) erwähnt.

Da bisher keine Normen für Abriebversuche festgelegt werden konnten, waren die einzelnen Versuchsanordnungen jedoch äußerst verschieden und führten daher oft zu unterschiedlichen Ergebnissen (Schmitz et al. (60), siehe auch 3.2.4.), "die zum Teil den klinischen Erfahrungen diametral gegenüberstanden." (74)

Man denke aber auch an die topographische Lage der Frontzahnfüllungen im Gebiß. Obwohl sie außerhalb des eigentlichen Mastikationsfeldes liegen (26), weisen sie deutliche Verschleißerscheinungen auf. Die Ursache dieses Phänomens ist noch nicht identifiziert (26,12).

Schröder berichtet: "Die weißen Füllungen werden ausgewaschen (63)". Leinfelder et al. (27) sind der Meinung, daß die Mastikation mikroskopische Sprünge in der Matrix über der gesamten Oberfläche hinterläßt. Im Gegensatz zu dem bisher Berichteten spricht er von einem Verschleiß unabhängig von der occlusalen Oberfläche!

Ziehen wir die Theorie der Artikulationsvorgänge näher in Betracht, so herrscht im jugendlichen Gebiß nach den Vorstellungen über die organische Occlusion die Eckzahnführung vor. Das bedeutet (nach Powell, Phillips und Norman) (50):

"Es gibt nur zwei Arten von Kontakt im bezahnten mastikatorischen System. Der erste dynamische Kontakt zwischen den Eckzähnen und zwischen einigen Seitenzähnen ist von schleifender Natur." (Bei reiner Eckzahnführung diskludieren die Seitenzähne bis zu den zentrischen Kontakten) "Der zweite Kontakt in den zentrischen Stops, von Stuart und Strollard

in der Entwicklung der organischen Occlusion beschrieben, ist eine Kombination des Aufprallens mit einer Fraktion von nur einem Millimeter des Schleifens. Obwohl Aufschlagen gemeinhin nicht mit Verschleiß per se verbunden ist, ist es möglich, daß in Fällen, in denen die Wucht die Elastizitätsgrenze der Probe nicht überschreitet, der zyklische Druck in einen Materialverlust durch den Ermüdungsverschleißprozeß resultiert."

Wird beim Aufschlagen mit großer Wucht die Elastizitätsgrenze deutlich überschritten, wie möglicherweise beim Sandstrahltest (auch in der Mundhöhle?), so resultiert wahrscheinlich ein den Materialeigenschaften adäquater höherer Verschleiß.

Ramfjord (52) unterstreicht in seinem report on the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Dentistry die Notwendigkeit eines Standardverfahrens zur Beurteilung der Komposite.

Es soll daher im Hinblick auf die Eindeutigkeit und die Überschaubarkeit der physikalischen Vorgänge ein anderes Testverfahren erprobt werden, dessen Aussagekraft und vielleicht auch klinische Relevanz mehr durch den Vergleich der Einzelergebnisse mit den klinischen Erfahrungen anderer Autoren bestätigt oder widerlegt wird, ein induktiver Arbeitsversuch. Klinische Relevanz soll hier heißen, relative Einzelerkenntnisse zu gewinnen, die zwar einen unmittelbaren Schluß auf die Mundverhältnisse nicht zulassen, aber vielleicht zu ihnen in Bezug gesetzt werden können. Ein Material, das in vitro Tests überlegen ist, zeigt möglicherweise auch eine Überlegenheit in vivo. Nicht unerwähnt bleiben darf die gewisse Ähnlichkeit des Eindringvorgangs von beschleunigten Sandpartikeln senkrecht zur Oberfläche mit der Härtemeßmethode, wenn wir den eindringenden Vickersdiamanten betrachten. Dies könnte vielleicht von Bedeutung sein, wenn man an den Bezug zwischen Verschleiß und Härte denkt.

4. Eigene Untersuchungen

4.1. Verwendete Materialien

4.1.1. Silikatzement

Da die Qualität einer Silikatzementfüllung mit dem Mischungsverhältnis sowie der Homogenität nach dem Anmischen steht und fällt, wurde der Versuch des manuellen Anmischens unterlassen und das in Kapseln vordosierte Produkt Silicap der Firma Keramoplast (Ellwangen) bzw. Vivadent (Schaan, Lichtenstein) verwendet. Nach den Untersuchungen von Dreyer Jörgensen (8) läßt sich mit diesem Konzept die nach den Bestimmungen der FDI geforderte Standardkonsistenz von 1,45g Pulver pro 0,40ml Säure sicher erreichen. Diese Konsistenz wird als optimal betrachtet. Ferner ist eine ausreichende Homogenität des im Silamat angerüttelten Zementes gewährleistet.

4.1.2. Komposite

Neben drei konventionellen schon seit mehreren Jahren auf dem Markt befindlichen Kompositen - Epoxydent, Cosmic, Adaptic - wurde ein neuentwickeltes Material, nämlich Estilux microfill, mit in die Versuchsreihe aufgenommen. Epoxydent wurde von der Firma Lee pharmaceuticals speziell für den Seitenzahnbereich konzipiert. Laut Werbung bindet es in zwei Phasen ab. In der ersteren darf der Werkstoff geschnitzt werden.

Im folgenden seien die Zusammensetzungen der untersuchten Komposite aufgeführt (gemäß den Firmeninformationen):

Epoxydent (Lee pharmaceuticals, South el Monte, Cal.)

organische Matrix: Mischung von multifunktionalen Resin-Monomeren

anorganische Füllkomponente: amorphe Kieselsäure mit Bariumglas

Anteil der Füller:	82% Gewichtsanteil
Größe der Füller:	2 micron

Cosmic (De Trey, Zürich)

organische Matrix:	Urethan Diacrylat
anorganische Füllkomponente:	Bariumglas
Anteil der Füller:	80% Volumenanteil
Größe der Füller:	3 - 60 micron

Adaptic (Johnson & Johnson, USA)

organische Matrix:	Bowenformel, BIS-GMA
anorganische Füllkomponente:	Quarz
Anteil der Füller:	80% Volumenanteil
Größe der Füller:	15 micron

Estilux microfill (Kulzer, Bad Homburg)

organische Matrix:	Basis der Bowenformel
anorganische Füllkomponente:	pyrogenes Siliciumdioxid
Anteil der Füller:	51% Gewichtsanteil
Größe der Füller:	0,040 micron

4.1.3. Isosit

Es wurde das in Kapseln vordosierte Isocap verwendet.

4.2. Herstellung der Proben

Grundprinzip bei der Probenherstellung war es, Körper mit identisch dimensionierten Oberflächen zu produzieren. Es wurden von einem Messingrohr (Außendurchmesser 6mm, Innendurchmesser 5mm) in einer Fachwerkstatt kleine Scheiben abgesägt, so daß völlig identische Zylinder von 3mm Höhe entstanden, welche plane und zueinander parallele

obere und untere Grundflächen von $F = 19,6\text{mm}^2$ aufwiesen. Das Volumen der so gewonnenen Hohlformen entsprach mit $V = 58,9\text{mm}^3$ in etwa einer zentralen Kavität. (Abb. 5)

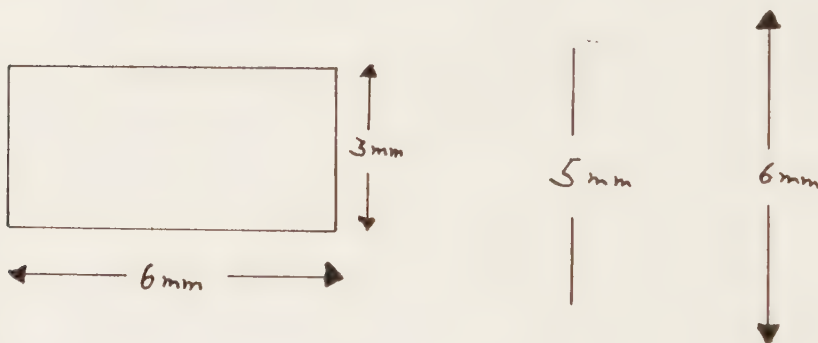


Abb. 5: Maße der Prüfkörperform

Für die spätere Härtemessung ist es wichtig, daß die Meßfläche

- a) plan ist,
- b) ein möglichst ideales Oberflächenprofil aufweist, da Rauigkeiten die Form und die Begrenzung der Prüfeindrücke verändern und damit zu Meßfehlern führen,
- c) genau senkrecht zur Zylindermantelfläche (= spätere Eindringrichtung des Prüfdiamanten) steht.

Punkt a) und b) wurden realisiert durch Andrücken der Ringformen an eine Glasplatte. Es entstand auf diese Weise ein glänzendes Negativ. Eine reproduzierbare Oberflächenpolitur von konstanter Qualität ist sehr schwierig, wenn nicht unmöglich aufgrund der Heterogenität der Komposite, aber notwendig nach Polymerisation unter Luftzutritt. Auf der der Glasplatte zugewandten Zylindergrundfläche konnte das applizierte Füllmaterial ohne Sauerstoffzutritt aushärten. Für zusätzlichen Luftabschluß sorgte das satte Aufsitzen der Ringe. Zwecks Sicherstellung des annähernd idealen Profiles einer hochglanzpolierten Glas-

platte wurde diese in der staatlichen Materialprüfungsanstalt der Technischen Hochschule Darmstadt mit einem Profilographen nach Perthen abgetastet. (Abb. 6)

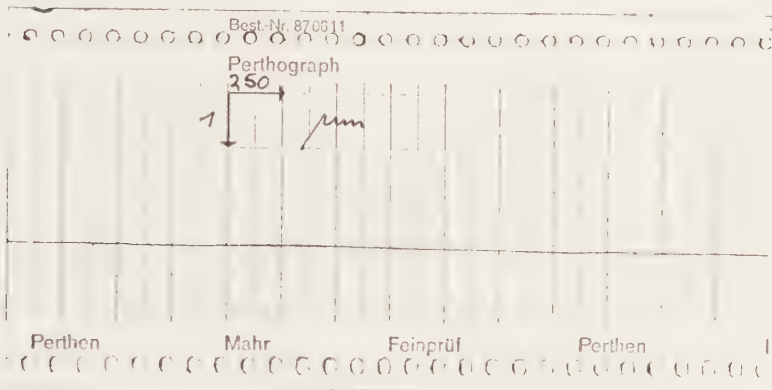


Abb. 6: Aufzeichnung des Oberflächenprofils einer hochglanzpolierten Glasplatte

ad c): Es war zu schwierig den kleinen Ring während der Insertion von Füllmaterial manuell festzuhalten. Ein Kippen des Ringes bedeutete beim Kondensieren das Unterminieren des Ringrandes durch das Material. Eine schiefe Ebene als Füllungsoberfläche war die Folge. Daher wurde eine Halterung gefertigt (Abb. 7/8). Zur Applikation und Kondensation wurden Plastikinstrumente verwendet. Es zeigte sich als nützlich, solche mit möglichst großem Arbeitsende zu schnitzen. Das Ende sollte größer sein als der Radius der Messingformen. Kleinere handelsübliche Insertionsinstrumente verursachten das Einstampfen von Luftblasen. Lediglich das UV-polymerisierende Präparat Estilux microfill haftete zu sehr am Kunststoff. In Übereinstimmung mit der Verarbeitungsvorschrift des Herstellers wurden in diesem Fall Metallinstrumente genommen, und zwar große Amalgamstopfer. Die drei Composite Epoxydent, Cosmic und Adaptic, die in Paste-Paste-Form angeboten werden, sind problematisch zu portionieren. Um gleiche Mengen Katalysatorpaste und Universalpaste zu er-

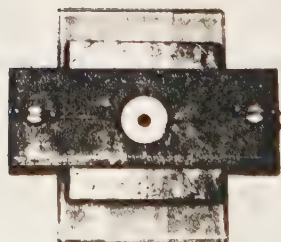
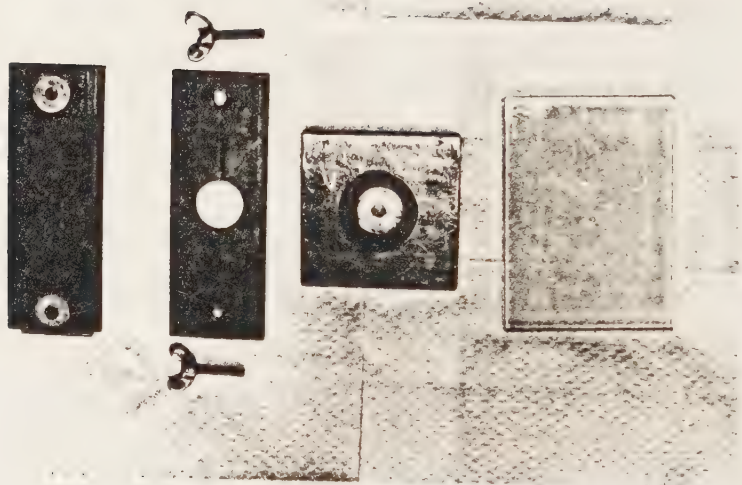


Abb. 7: Halterung zerlegt

Abb. 8: Halterung zusammengesetzt

halten, wurde eine Anmischplatte der Firma Kulzer benutzt (Abb. 9). In dieser sind drei Vertiefungen von zunehmender Größe entsprechend den Kavitätengrößen. Es wurde die Vertiefung F_1 mit Überschuß gefüllt, der Überschuß dann mit der breiten Kante eines gewöhnlichen Anmischspatels weggestrichen, indem dieser auf beiden Seiten der Vertiefung linearen Kontakt mit der Platte hatte. Die Kapselmaterialien Silicap und Isocap wurden im Silamat der Firma Vivadent mechanisch angemischt.

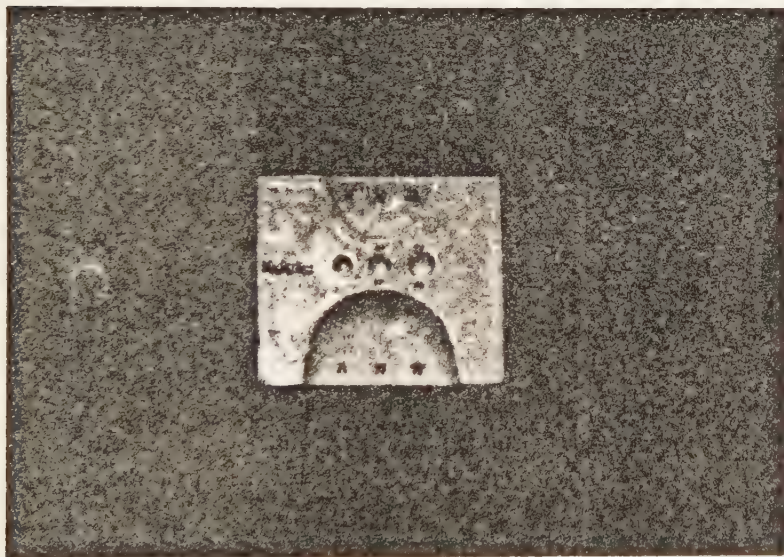


Abb. 9: Anmischplatte der Firma Kulzer

Alle Materialien wurden streng nach Vorschrift unter Einhalten der Zeiten angespatelt, appliziert und zum Aushärten ruhen gelassen. Danach kamen sie in physiologische Kochsalzlösung. Der Silikatzement wurde unmittelbar nach dem Aushärten, nach dem Ausspannen aus der Halterung sofort mit dem Schutzlack Protector Plus überzogen. Dieser wurde vier Tage belassen. Von jedem Material wurden auf diese Weise 20 Prüfkörper hergestellt.

4.3. Lagerung der Proben

Da die Wasseraufnahme einen plastizierenden Effekt auf die Kompositionsmaterialien ausübt, wurden diese naß gelagert. Wasseraufnahmeuntersuchungen von Ritze und Galler (16), der seine Prüfkörper sogar über 250 Tage feucht lagerte, fand die größte Absorption von in Glasröhrchen befindlichen Kompositionsmaterialien in den ersten zehn bis vierzehn Tagen. Dem Vorschlag von Krohn (21) folgend, wurden meine Proben zehn Tage naß gelagert, bevor sie dem Sandstrahltest unterzogen wurden. Gresch (17) untersuchte die Härteänderung von feuchten Prüfkörpern über einen Zeitraum von 14 Tagen und fand die größten Werte nach drei Tagen. Die Härtemessung fand daher am vierten Tag statt. Meine Proben wurden in physiologischer Kochsalzlösung in Glaskolben mit Schliffverschluß im Wärmeschrank bei 37°C gelagert.

4.4. Härtemessung nach Vickers

Vor dem Härtetest mit dem Vickers Kleinlast-Härtemeßgerät "Durimet" der Firma Leitz wurden die Prüfkörperoberflächen mit einer Papierserviette abgetrocknet; die Silikatproben wurden von dem Schutzlack Protector Plus befreit. Damit während des Eindringvorganges des Prüfdiamanten die Probe einerseits senkrecht zur Eindringrichtung ausgerichtet war, andererseits parallel zu ihrer Meßoberfläche unbeweglich war, wurde eine weitere kleine Halterung hergestellt (Abb. 10). Sie bestand aus einer planparallelen Plexiglasscheibe mit aufgeklebter Unterlegscheibe, dessen Innendurchmesser solange mit einem in einer Mandrill eingespannten Sandpapierstreifen bearbeitet wurde, bis ein Messingring in die erweiterte Aussparung der Scheibe gerade "einschnappte".

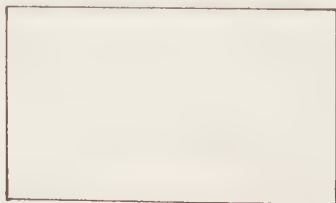


Abb. 10: Probenhalterung zur Fixierung bei der Härtemessung

Bei den Materialien Epoxydent, Cosmic und Adaptic waren die Eindrücke oft schwer auszumessen, da sie mitunter nicht reguläre gradlinige Begrenzungen einer Pyramidenprojektion erkennen ließen; sie mußten daher des öfteren wiederholt werden. Diese Tatsache ist wohl auf die Heterogenität dieser Materialien zurückzuführen. (siehe 3.1.3.) An jedem Prüfkörper wurden fünf saubere Eindrücke mit je zwei vermessenen Diagonalen ausgewertet. Auf diese Weise erhielt ich je Prüfkörper zehn Meßwerte, von denen ich den Mittelwert bestimmte. Bei 20 Prüfkörpern waren also 200 Meßwerte für einen endgültigen HärteWert verantwortlich.

4.5. Sandstrahltest

Zur Realisation der gleichen Bedingungen für alle Prüfkörper muß die Härte des Sandstrahles konstant sein. Diese ist abhängig von der kinetischen Energie der beschleunigten Partikel auf der Oberfläche des Prüfkörpers. Es müssen daher folgende Faktoren einen gleichbleibenden Betrag aufweisen:

- a) der Luftdruck
- b) Entfernung des Prüflings von der Düse
- c) die Menge des abrasiven Sandes
- d) die Qualität des Abrasivums

ad a) Das Sandstrahlgerät wird mit Luftdruck betrieben, der aus einer Leitung bezogen wird, der an das allgemeine Fortluftsystem der Klinik angeschlossen ist. Dieses Fortluftsystem liefert einen Luftdruck von ca. 5 at. Um für die Versuche den Druck beliebig einstellen zu können, wurde vor das Gerät ein Druckminderer mit Manometer geschaltet, mit dessen Hilfe der Druck stufenlos variierbar war.

ad b) Es wurde eine Halterung aus Messing hergestellt, die man auf die Düse des Sandstrahlers stecken kann und die eine Nut hat zur Aufnahme des Prüfkörpers. (Abb. 12)

ad c) Der von mir verwendete Korundstrahler vom Typ "Pro-

tempomatic" von der Firma Herbst funktioniert nach dem Prinzip der Wasserstrahlpumpe, d.h. es wird über eine Saugleitung, welche kurz vor der Düse in den Luftstrom mündet, aus einem Reservoir Sand angesaugt, das sich wiederum unterhalb der Sandstrahlkammer befindet, durch ein Sieb von dieser getrennt. Durch diese Anordnung durchläuft der Sand einen Kreislauf, d.h. er wird angesaugt, abgestrahlt und wieder angesaugt etc.

Bei dieser Gerätekonstruktion ist nicht gewährleistet, daß je Zeiteinheit immer die gleiche Anzahl von Quarzteilchen auf den Prüfkörper auftrifft. Probestrahlungen in Reagenzgläser während eines Zeitintervalls von nur fünf Sekunden ergaben Schwankungen bis zu 300%. Aus diesem Grunde legte ich die Saugleitung an einen Trichter, in den ich vor jeder Probestrahlung eine abgewogene Menge Sand füllte. Der Trichter war an einem Stativ mit Markierung befestigt, so daß der Höhenunterschied der zu Versuchsbeginn befindlichen Körner relativ zur Düse und damit deren potentielle Energie konstant war (Abb. 11). Die Bestrahlungszeit wurde groß genug gewählt, so daß mit Sicherheit das letzte Korn am Ende des Tests die Düse passiert hatte. Versuche ergaben, daß für je 50g Abrasivum bei einem Luftdruck von 4at 15sec, bei 3at 20sec und bei 2at 30sec Versuchsdauer benötigt wurden.

ad d) Es wurde immer neuer ungebrauchter Korundsand in den Trichter gefüllt. Als Abrasivum wurde der Edeldorund der Firma Herbst verwendet. Es handelt sich um ein Aluminiumoxid mit einer Reinheit von 99,6%. Weitere Bestandteile sind:

SiO_2	Fe_2O_3	TiO_2	CaO	Na_2O
0,1%	0,02%	0,008%	0,05%	0,2%

Die Größe der Körner beträgt 210 - 297 micron, ihre Härte ca. 19620 N/mm².

Nach Lugassy und Greener (29) hat ein feuchtes Milieu während des Abriebvorganges keinen Einfluß auf das Resultat. Daran anlehnend wurden meine Proben vor dem Sandstrahltest kurz

abgetrocknet (Papierhandtuch) und dann 30 sec. unter Luftstrom getrocknet, mit einer Analysenwaage gewogen, erneut 30 Minuten gewässert (um ein zu starkes Austrocknen zu verhindern), danach wiederum getrocknet, dem Sandstrahltest unterzogen, nochmals 30 Minuten gewässert, getrocknet und endlich zum zweiten Mal gewogen. Der Substanzverlust wurde zunächst als Masseverlust gemessen, dann durch das spezifische Gewicht dividiert und somit auf den Volumenverlust geschlossen. Je Füllmaterial wurden 20 Prüfkörper dieser Behandlung unterzogen.

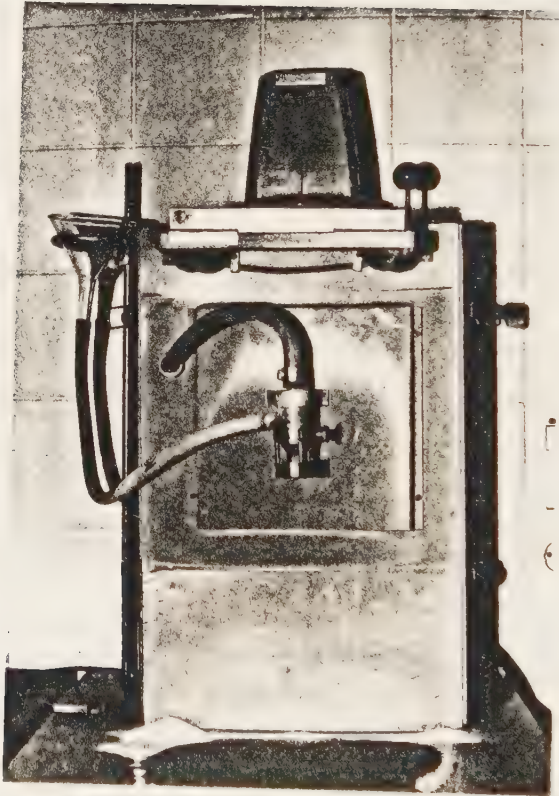


Abb. 11: Gesamtansicht der Prüfvorrichtung

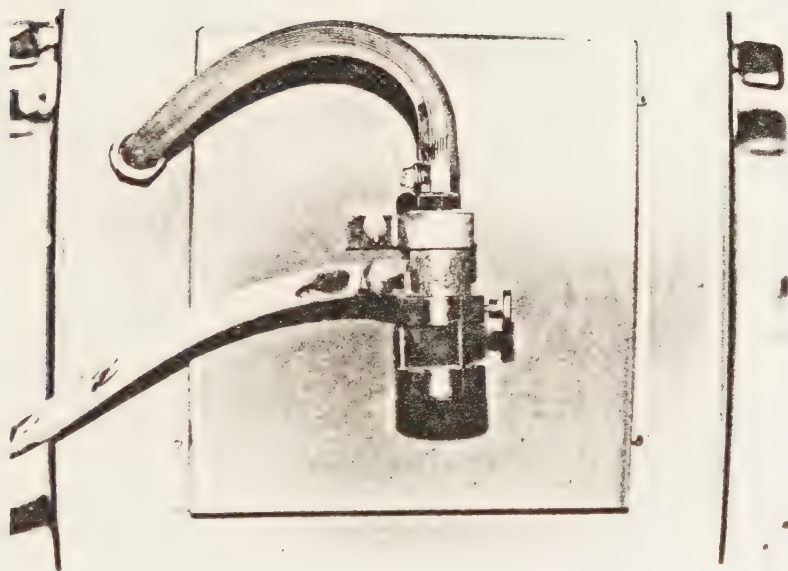


Abb. 12: Nahansicht des Abstandhalters

5. Ergebnisse

5.1. Härte der Materialien

Füll- material	Härte in $\frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$	bei einer Prüflast
	von 100p	von 300p
Silicap	970,11	960,16
Epoxydent	720,55	708,54
Cosmic	666,74	627,45
Adaptic	609,84	588,89
Estilux microfill	319,56	256,93
Isocap	251,08	235,10

Härtewerte von Silicap bei einer
Prüflast von 100p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	990,81		20,70	428,49
2	966,29		3,82	14,59
3	914,29		55,82	3115,87
4	961,38		8,73	76,21
5	975,11		5,00	25,00
6	957,46		12,65	160,02
7	1010,43		40,32	1625,70
8	934,89		35,22	1240,45
9	1000,62		30,51	930,86
10	975,11	970,11	5,00	25,00
11	966,29		3,82	14,59
12	934,89		35,22	1240,45
13	990,81		20,70	428,49
14	1000,62		30,51	930,86
15	981,00		10,89	118,59
16	1010,43		40,32	1625,70
17	1000,62		30,51	930,86
18	878,98		91,13	8304,68
19	990,81		20,70	428,49
20	961,38		8,73	76,21

Mittelwert 970,11 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 33,83$

Härtewerte von Silicap bei einer
Prüflast von 300p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	1005,53		45,37	2058,44
2	954,51		5,65	31,92
3	892,71		67,45	4549,50
4	944,70		15,46	239,01
5	958,44		1,72	2,96
6	993,75		33,59	1128,29
7	980,02		19,86	394,42
8	915,27		44,89	2015,11
9	985,91		24,95	622,50
10	967,27	960,16	7,11	50,55
11	976,10		15,94	254,08
12	979,04		18,88	356,45
13	937,84		22,32	498,18
14	968,25		8,09	65,45
15	911,35		48,81	2382,42
16	982,96		22,80	519,84
17	981,00		20,84	434,31
18	946,67		13,49	181,98
19	977,08		16,92	286,29
20	944,70		15,46	239,01

Mittelwert 960,16 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 46,72$

Härtewerte von Epoxydent bei einer
Prüflast von 100p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	645,50		75,05	5632,50
2	776,95		56,40	3180,96
3	660,21		60,34	3640,92
4	672,97		47,58	2263,86
5	693,57		26,98	727,92
6	655,31		65,24	4256,26
7	719,07		1,48	2,19
8	779,90		59,35	3522,42
9	677,87		42,68	1821,58
10	727,90	720,55	7,35	54,02
11	767,14		46,59	2170,63
12	674,93		45,62	2081,18
13	725,00		4,45	19,80
14	723,15		2,60	6,76
15	782,84		62,29	3880,04
16	718,05		2,50	6,25
17	745,56		25,01	625,50
18	745,56		25,01	625,50
19	713,19		7,35	54,17
20	806,38		85,83	7366,79

Mittelwert 720,55 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}}$ = $\pm$ 46,98

Härtewerte von Epoxydent bei einer
Prüflast von 300p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	713,19		4,65	21,62
2	673,95		34,59	1196,47
3	681,80		26,74	715,03
4	704,36		4,18	17,47
5	782,84		74,30	5520,49
6	713,19		4,65	21,62
7	755,37		46,83	2193,05
8	667,08		41,46	1718,93
9	667,08		41,46	1718,93
10	681,80	708,54	26,74	715,03
11	673,95		34,59	1196,47
12	638,63		69,91	4887,41
13	688,66		19,80	395,21
14	765,18		56,64	3208,09
15	755,37		46,83	2193,05
16	792,65		84,11	7074,49
17	688,66		19,88	395,21
18	697,49		11,05	122,10
19	708,54		0	0
20	721,04		12,50	156,25

Mittelwert 708,54 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 41,96$

Härtewerte von Cosmic bei einer
Prüflast von 100p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	696,51		29,77	886,25
2	662,18		4,56	20,79
3	707,30		40,56	1645,11
4	680,81		14,07	197,96
5	696,51		29,77	886,25
6	610,18		56,56	3199,03
7	672,97		6,23	38,81
8	710,24		43,50	1892,25
9	682,78		16,04	257,28
10	647,46	666,74	19,28	371,72
11	669,10		2,36	5,57
12	635,69		31,05	964,10
13	635,69		31,05	964,10
14	637,65		29,09	846,23
15	635,69		31,05	964,10
16	660,21		6,53	42,64
17	710,24		43,50	1892,25
18	652,37		14,37	206,50
19	680,81		14,07	197,96
20	650,40		16,34	267,00

Mittelwert 666,74 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \frac{1}{20} 28,79$

Härtewerte von Cosmic bei einer
Prüflast von 300p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	618,03		9,42	88,74
2	618,03		9,42	88,74
3	630,78		3,33	11,09
4	638,63		11,18	124,99
5	652,37		24,92	621,01
6	599,39		28,06	787,36
7	638,63		11,18	124,99
8	630,78		3,33	11,09
9	618,03		9,42	88,74
10	630,78	627,45	3,33	11,09
11	624,90		2,55	6,50
12	624,90		2,55	6,50
13	638,63		11,18	124,99
14	630,78		3,33	11,09
15	630,78		3,33	11,09
16	624,90		2,55	6,50
17	611,16		16,29	265,36
18	618,03		9,42	88,74
19	644,52		17,07	291,38
20	624,90		2,55	6,50

Mittelwert 627,45 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 12,09$

Härtewerte von Adaptic bei einer
Prüflast von 100p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	619,01		9,17	84,09
2	601,35		8,49	72,08
3	628,82		18,98	360,24
4	628,82		18,98	360,24
5	628,82		18,98	360,24
6	577,81		32,03	1025,92
7	657,27		47,43	2249,60
8	612,14		2,30	5,29
9	571,92		37,92	1437,93
10	529,74	609,84	80,10	6416,01
11	605,28		4,53	20,52
12	620,97		11,13	123,88
13	590,56		19,28	371,72
14	637,65		27,81	773,40
15	581,73		28,11	790,17
16	619,01		9,17	89,09
17	677,87		68,03	4628,08
18	610,18		0,34	0,12
19	605,28		4,56	20,79
20	592,52		17,32	299,98

Mittelwert 609,84 $\frac{N}{\text{mm}^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}}$ = 32,03

Härtewerte von Adaptic bei einer
Prüflast von 300p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	586,64		2,25	5,06
2	592,62		3,63	13,18
3	579,77		9,12	83,17
4	579,77		9,12	83,17
5	604,30		15,41	237,47
6	573,89		15,00	225,00
7	579,77		9,12	83,17
8	599,39		10,50	110,25
9	563,09		25,80	665,64
10	599,39	588,89	10,50	110,25
11	599,39		10,50	110,25
12	599,39		10,50	110,25
13	579,77		9,12	83,17
14	592,52		3,63	13,18
15	611,16		22,27	495,95
16	586,64		2,25	5,06
17	579,77		9,12	83,17
18	579,77		9,12	83,17
19	604,30		15,41	237,47
20	586,64		2,25	5,06

Mittelwert 588,89 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 12,23$

Härtewerte von Estilux microfill bei einer Prüflast von 100p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	309,02		10,54	111,09
2	327,65		8,09	65,45
3	309,02		10,54	111,09
4	310,98		8,58	73,62
5	345,31		25,75	663,06
6	334,52		14,96	223,80
7	321,77		2,21	4,88
8	347,27		27,71	767,84
9	318,83		0,73	0,53
10	322,75	319,56	3,19	10,18
11	307,05		12,51	156,50
12	309,02		10,54	111,09
13	302,15		17,41	303,11
14	317,84		1,72	2,96
15	322,75		3,19	10,18
16	302,15		17,41	303,11
17	304,11		15,45	238,70
18	333,54		13,98	195,44
19	317,84		1,72	2,96
20	327,65		8,09	65,45

Mittelwert 319,56 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 13,42$

Härtewerte von Estilux microfill bei einer Prüflast von 300p

Probe Nr.	HV	$\left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	251,14			5,79	33,53
2	248,19			8,74	76,39
3	258,00			1,07	1,14
4	250,16			6,77	45,83
5	261,93			5,00	25,00
6	265,85			8,92	79,57
7	258,00			1,07	1,14
8	234,46			22,47	504,90
9	266,83			9,90	98,01
10	257,02		256,93	0,09	0,01
11	251,14			5,79	33,52
12	306,07			49,14	2414,74
13	250,16			6,77	45,83
14	244,27			12,66	160,28
15	261,93			5,00	25,00
16	242,31			14,62	213,74
17	267,81			10,88	118,37
18	251,14			5,79	33,52
19	259,97			3,04	9,24
20	252,12			4,81	23,14

Mittelwert 256,93 $\frac{N}{\text{mm}^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}}$ $= \pm 14,41$

Härtewerte von Isocap bei einer
Prüflast von 100p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{mm^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	264,87		13,79	190,16
2	258,00		6,92	47,89
3	299,21		48,13	2316,60
4	247,21		3,87	14,98
5	223,67		27,41	751,31
6	209,93		41,15	1693,32
7	254,08		3,00	9,00
8	225,63		25,45	647,70
9	297,24		46,16	2130,75
10	242,31	251,08	8,77	76,91
11	226,61		24,47	598,78
12	226,61		24,47	598,78
13	224,65		26,43	698,54
14	270,76		19,68	387,30
15	259,97		8,89	79,03
16	248,08		3,00	9,00
17	256,04		4,96	24,60
18	252,12		1,04	1,08
19	274,68		23,60	556,96
20	259,97		8,89	79,03

Mittelwert 251,08 $\frac{N}{mm^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 23,96$

Härtewerte von Isocap bei einer
Prüflast von 300p

Probe Nr.	HV $\left[\frac{N}{\text{mm}^2} \right]$	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	202,09		33,01	1089,66
2	233,48		1,62	2,62
3	228,57		6,53	42,64
4	243,29		8,19	67,08
5	244,27		9,17	84,09
6	251,12		16,02	256,64
7	245,25		10,15	103,02
8	240,35		5,25	27,56
9	241,33		6,23	38,81
10	232,50	235,10	2,60	6,76
11	241,33		6,23	38,81
12	238,38		3,28	10,76
13	224,65		10,45	109,20
14	249,17		14,07	197,96
15	233,48		1,62	2,62
16	208,95		26,15	683,82
17	238,38		3,28	10,76
18	237,40		2,30	5,29
19	230,54		4,56	20,79
20	237,40		2,30	5,29

Mittelwert 235,10 $\frac{N}{\text{mm}^2}$

Standardabweichung $S = \sqrt{\frac{\sum (\Delta x)^2}{n - 1}} = \pm 12,15$

5.2. Verschleißfestigkeit der Materialien

Füllmaterial	Masseverlust			Spez. Gewicht $\frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$	Volumenverlust		
	2at	3at	4at		2at	3at	4at
Sillicap	37,24	51,04	62,02	1,8	20,69	28,36	34,46
Epoxydent	25,59	34,95	40,54	1,75	14,62	19,97	23,17
Cosmic	24,80	32,80	39,26	2,25	11,02	14,58	17,45
Adaptic	23,81	32,19	36,01	1,9	12,53	16,94	18,95
Estilux micro- fill	14,53	22,77	31,64	1,44	10,09	15,81	21,97
Isocap	8,10	12,43	15,15	1,4	5,79	8,88	10,82

Masseverlust von Silicap
bei 2 at
(Spez. Gew. = $1,8 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	315,60	278,40	37,20		0,04	0
2	320,45	282,15	38,30		1,06	1,12
3	321,85	284,30	37,55		0,31	0,10
4	321,60	283,90	37,70		0,46	0,21
5	328,60	293,10	35,50		1,74	3,03
6	315,80	279,00	36,80		0,44	0,19
7	335,85	298,00	37,85		0,61	0,37
8	326,65	290,60	36,05		1,19	1,42
9	332,40	294,90	37,50		0,26	0,07
10	321,45	284,95	36,50	37,24	0,74	0,53
11	317,90	281,00	36,90		0,34	0,12
12	326,00	287,25	38,75		1,51	2,28
13	322,20	285,60	36,60		0,64	0,41
14	332,30	295,80	36,50		0,74	0,55
15	321,30	284,20	37,10		0,14	0,02
16	314,00	277,10	36,90		0,34	0,12
17	321,80	284,25	37,55		0,31	0,10
18	329,60	290,75	38,85		1,61	2,59
19	331,10	293,30	37,80		0,56	0,31
20	323,40	286,50	36,90		0,34	0,12

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 37,24\text{mg}$ Standardabw. $s = \pm 0,85$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$M = 20,69\text{mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,47$

Masseverlust von Silicap
bei 3 at
(Spez. Gew. = $1,8 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	330,40	279,70	50,70		0,34	0,12
2	324,00	269,90	54,10		3,06	9,36
3	334,00	282,70	51,30		0,26	0,07
4	318,95	266,65	52,30		1,26	1,59
5	319,00	265,70	53,30		2,26	5,11
6	327,50	281,30	46,20		4,84	23,43
7	319,60	275,55	44,05		6,99	48,86
8	325,20	273,25	51,95		0,91	0,83
9	320,10	270,20	49,90		1,14	1,30
10	328,30	278,25	50,05	51,04	0,99	0,98
11	322,90	270,05	52,85		1,81	3,28
12	325,90	270,70	55,20		4,16	17,31
13	329,45	277,25	52,20		1,16	1,35
14	320,60	267,50	53,10		2,06	4,24
15	326,85	275,80	51,05		0,01	0
16	325,85	279,80	46,05		4,99	24,90
17	322,70	271,70	51,00		0,04	0
18	328,30	276,25	52,05		1,01	1,02
19	334,20	281,80	52,40		1,36	1,85
20	324,50	273,40	51,10		0,06	0

Mittelwert des
Masseverlustes $M = 51,04\text{mg}$ Standardabw. $s = \pm 2,77$

Mittelwert des
Volumenverlustes $M = 28,36\text{mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 1,54$

Masseverlust von Silicap
bei 4 at
(Spez. Gew. = 1,8 $\frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	328,50	270,15	58,35		3,67	13,47
2	329,70	266,95	62,75		0,73	0,53
3	323,85	263,10	60,75		1,27	1,61
4	323,75	261,55	62,20		0,18	0,03
5	323,65	261,20	62,45		0,43	0,18
6	333,85	274,50	59,35		2,67	7,13
7	320,55	260,15	60,40		1,62	2,62
8	323,75	260,60	63,15		1,13	1,28
9	323,80	262,20	61,60		0,42	0,18
10	315,50	253,50	62,00	62,02	0,02	0
11	321,15	260,30	60,85		1,17	1,37
12	329,35	265,75	63,60		1,58	2,50
13	329,70	264,65	65,05		3,03	9,18
14	323,20	259,20	64,00		1,98	3,92
15	320,15	258,15	62,00		0,02	0
16	329,40	266,20	63,20		1,18	1,39
17	333,60	269,85	63,75		1,73	2,99
18	322,30	258,75	63,55		1,50	2,25
19	325,50	265,05	60,45		1,57	2,46
20	337,85	276,90	60,95		1,07	1,14

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 62,02\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 1,69$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 34,46\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,94$$

Masseverlust von Epoxydent
bei 2 at
(Spez. Gew. = $1,75 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	317,25	291,90	25,35		0,24	0,06
2	304,40	277,60	26,80		1,21	1,46
3	317,95	291,50	26,45		0,86	0,74
4	304,15	277,40	26,75		1,16	1,35
5	308,15	283,10	25,05		0,54	0,29
6	306,35	280,65	25,70		0,11	0,01
7	300,50	274,65	25,85		0,26	0,07
8	330,20	305,50	24,70		0,89	0,79
9	318,05	291,95	26,10		0,51	0,26
10	307,75	283,55	24,20	25,59	1,39	1,93
11	314,60	289,90	24,70		0,89	0,79
12	310,90	284,95	25,95		0,36	0,13
13	325,05	300,70	24,35		1,24	1,54
14	316,85	290,75	26,10		0,51	0,26
15	309,35	283,70	25,65		0,06	0
16	314,60	287,90	26,70		1,11	1,23
17	307,20	282,30	24,90		0,69	0,48
18	310,25	283,55	26,70		1,11	1,23
19	303,65	278,55	25,10		0,49	0,24
20	317,05	292,35	24,70		0,89	0,79

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 25,59\text{mg}$ Standardabw. $s = \pm 0,85$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$M = 14,62\text{mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,49$

Masseverlust von Epoxydent
bei 3 at
(Spez. Gew. = $1,75 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	321,85	284,00	37,85		2,90	8,41
2	308,90	272,70	36,20		1,25	1,56
3	317,50	281,90	35,60		0,65	0,42
4	319,95	287,85	32,10		2,85	8,12
5	321,15	288,25	32,90		2,05	4,20
6	311,90	274,20	37,70		2,75	7,56
7	322,80	288,30	34,50		0,45	0,20
8	313,10	278,90	34,20		0,75	0,56
9	311,85	277,15	34,70		0,25	0,06
10	323,35	289,00	34,35	34,95	0,60	0,36
11	326,60	291,15	35,45		0,50	0,25
12	319,10	284,70	34,40		0,55	0,30
13	308,90	273,25	35,65		0,70	0,49
14	316,15	283,20	32,95		2,00	4,00
15	323,10	286,75	36,35		1,40	1,96
16	319,20	283,55	35,65		0,70	0,49
17	311,45	278,80	32,65		2,30	5,29
18	320,30	284,35	35,95		1,00	1,00
19	323,70	290,80	32,90		2,05	4,20
20	319,00	282,00	37,00		2,05	4,20

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 34,95\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 1,68$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 19,97\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,96$$

Masseverlust von Epoxydent
bei 4 at
(Spez. Gew. = $1,75 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	315,60	274,65	40,95		0,41	0,17
2	309,60	269,45	40,15		0,39	0,15
3	323,40	282,00	41,40		0,86	0,74
4	323,10	282,80	40,30		0,24	0,06
5	333,10	292,85	40,25		0,29	0,08
6	316,30	276,75	39,55		0,99	0,98
7	322,50	283,10	39,40		1,14	1,30
8	312,80	272,30	40,50		0,04	0
9	323,85	287,15	36,70		3,84	14,75
10	326,75	285,90	40,85	40,54	0,31	0,10
11	329,90	289,85	40,05		0,49	0,24
12	324,85	282,75	42,10		1,56	2,43
13	330,00	289,15	40,85		0,31	0,10
14	325,45	283,10	42,35		1,81	3,28
15	322,60	280,00	42,60		2,06	4,24
16	314,20	273,65	40,55		0,01	0
17	313,60	272,90	40,70		0,16	0,03
18	332,20	291,65	40,55		0,01	0
19	319,50	279,10	40,40		0,14	0,02
20	322,00	281,50	40,50		0,04	0

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 40,54 \text{ mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 1,23$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 23,17 \text{ mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,70$$

Masseverlust von Cosmic
bei 2 at
(Spez. Gew. = $2,25 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	306,10	280,20	25,90		1,10	1,21
2	317,30	291,60	25,70		0,90	0,81
3	316,00	291,55	24,45		0,35	0,12
4	313,10	289,35	23,75		1,05	1,10
5	319,20	294,50	24,70		0,10	0,01
6	312,10	286,60	25,50		0,70	0,49
7	312,90	288,85	24,05		0,75	0,56
8	339,05	315,10	23,95		0,85	0,72
9	325,35	300,60	24,75		0,05	0
10	318,30	294,10	24,20	24,80	0,60	0,36
11	326,40	301,45	24,95		0,15	0,02
12	315,35	290,45	24,90		0,10	0,01
13	319,10	294,80	24,30		0,50	0,25
14	325,80	300,60	25,20		0,40	0,16
15	311,20	286,30	24,90		0,10	0,01
16	334,80	310,05	24,75		0,05	0
17	323,45	299,40	24,05		0,75	0,56
18	308,75	283,10	25,65		0,85	0,72
19	313,25	287,80	25,45		0,65	0,42
20	318,85	294,00	24,85		0,05	0

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 24,80\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,63$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 11,02\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,28$$

Masseverlust von Cosmic
bei 3 at
(Spez. Gew. = $2,25 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	323,80	291,85	31,95		0,85	0,72
2	309,05	276,80	32,25		0,55	0,30
3	319,00	285,35	33,65		0,85	0,72
4	322,65	288,50	34,15		1,35	1,82
5	314,10	281,50	32,60		0,20	0,04
6	320,65	287,05	33,60		0,80	0,64
7	324,10	292,40	31,70		1,10	1,21
8	316,90	284,25	32,65		0,15	0,02
9	315,40	280,90	34,50		1,70	2,89
10	320,35	287,15	31,75	32,80	1,05	1,10
11	331,40	298,25	33,15		0,35	0,12
12	322,60	289,15	33,45		0,65	0,42
13	313,90	280,55	33,35		0,55	0,30
14	324,30	291,20	33,10		0,30	0,09
15	334,25	301,50	32,75		0,05	0
16	325,85	292,15	33,70		0,90	0,81
17	319,90	287,70	32,20		0,60	0,36
18	317,05	285,35	31,70		1,10	1,21
19	317,50	285,10	32,40		0,40	0,16
20	321,55	290,10	31,45		1,35	1,82

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 32,80\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,88$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 14,58\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,39$$

Masseverlust von Cosmic
bei 4 at
(Spez. Gew. = $2,25 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	315,70	277,25	38,45		0,81	0,66
2	324,75	285,49	39,26		0	0
3	294,95	255,65	39,30		0,04	0
4	322,40	285,20	37,20		2,06	4,24
5	316,35	279,50	36,85		2,41	5,81
6	317,80	279,05	38,75		0,51	0,26
7	325,10	286,25	38,85		0,41	0,17
8	312,60	271,35	41,25		1,99	3,96
9	310,20	272,70	37,50		1,76	3,10
10	321,80	282,00	39,80	39,26	0,54	0,29
11	326,65	285,30	41,35		2,09	4,37
12	330,65	290,30	40,35		1,09	1,19
13	326,15	288,10	38,05		1,21	1,46
14	331,40	293,75	37,65		1,61	2,60
15	309,90	268,40	41,50		2,24	5,02
16	324,25	284,10	40,15		0,89	0,79
17	310,40	268,40	42,00		2,74	7,51
18	314,45	273,30	41,15		1,89	3,57
19	326,00	288,75	37,25		2,01	4,04
20	321,50	282,95	38,55		0,71	0,50

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 39,26\text{mg}$ Standardabw. $s = \pm 1,61$

Mittelwert des

Volumenverlustes $M = 17,45\text{mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,72$

Masseverlust von Adaptic
bei 2 at
(Spez. Gew. = $1,9 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	311,45	287,15	24,30		0,49	0,24
2	312,60	288,85	23,75		0,06	0
3	316,00	291,00	25,00		1,19	1,42
4	298,00	273,80	24,20		0,39	0,15
5	299,30	273,75	25,55		1,74	3,03
6	299,75	276,65	23,10		0,71	0,50
7	304,35	281,35	23,00		0,81	0,66
8	313,10	290,70	22,40		1,41	1,99
9	308,70	286,60	22,20		1,61	2,59
10	304,45	281,60	22,85	23,81	0,96	0,92
11	299,15	274,80	24,35		0,54	0,29
12	296,90	274,20	22,70		1,11	1,23
13	308,80	284,50	24,30		0,49	0,24
14	297,90	272,40	25,50		1,69	2,86
15	318,80	295,05	23,75		0,06	0
16	299,50	275,70	23,80		0,01	0
17	309,90	286,55	23,35		0,46	0,21
18	309,45	285,80	23,65		0,16	0,03
19	310,60	285,50	25,10		1,29	1,66
20	307,80	284,45	23,35		0,46	0,21

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 23,81\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,98$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 12,53\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,52$$

Masseverlust von Adaptic
bei 3 at
(Spez. Gew. = $1,9 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	305,40	274,40	31,00		1,19	1,42
2	310,90	278,50	32,40		0,21	0,04
3	306,30	273,90	32,20		0,01	0
4	301,75	269,10	32,65		0,46	0,21
5	309,65	279,50	30,15		2,04	4,16
6	310,50	278,70	31,80		0,39	0,15
7	297,25	266,40	30,85		1,34	1,80
8	306,05	273,65	32,40		0,21	0,04
9	319,80	286,60	33,20		1,01	1,02
10	301,40	268,80	32,60	32,19	0,41	0,17
11	313,65	281,95	31,70		0,49	0,24
12	312,50	279,90	32,60		0,41	0,17
13	295,70	261,10	34,60		2,41	5,81
14	310,65	278,85	31,80		0,39	0,15
15	312,00	280,20	31,80		0,39	0,15
16	311,45	280,00	31,45		0,74	0,55
17	318,35	285,90	32,45		0,26	0,07
18	307,60	275,50	32,10		0,09	0,01
19	307,70	273,05	34,65		2,46	6,05
20	310,25	278,95	31,30		0,89	0,79

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 32,19\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 1,10$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 16,94\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,58$$

Masseverlust von Adaptic
bei 4 at
(Spez. Gew. = $1,9 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	325,00	288,70	36,30		0,29	0,08
2	314,10	279,80	34,30		1,71	2,92
3	321,30	284,50	36,80		0,79	0,62
4	310,85	275,85	35,00		1,01	1,02
5	317,05	281,00	36,05		0,04	0
6	312,10	276,30	35,80		0,21	0,04
7	316,80	281,25	35,55		0,46	0,21
8	299,00	264,40	34,60		1,41	1,99
9	296,75	260,75	36,00		0,01	0
10	310,40	273,60	36,80	36,01	0,79	0,62
11	319,50	282,90	36,60		0,59	0,35
12	307,00	271,55	35,45		0,56	0,31
13	307,40	271,10	36,30		0,29	0,08
14	361,35	279,30	37,05		1,04	1,08
15	290,35	253,00	37,35		1,34	1,80
16	318,70	283,40	35,30		0,71	0,50
17	296,85	260,75	36,10		0,09	0,01
18	311,60	276,10	35,50		0,51	0,26
19	330,00	292,40	37,60		1,59	2,53
20	311,65	275,90	35,75		0,26	0,07

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 36,01 \text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,87$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 18,95 \text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,46$$

Masseverlust von Estilux microfill
bei 2 at
(Spez. Gew. = $1,44 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	271,00	257,80	13,20		1,33	1,77
2	280,95	266,40	14,55		0,02	0
3	282,85	268,25	14,60		0,07	0
4	272,00	257,50	14,50		0,03	0
5	274,85	260,25	14,60		0,07	0
6	288,20	273,50	14,70		0,17	0,03
7	293,35	278,15	15,20		0,67	0,45
8	281,40	266,70	14,70		0,17	0,03
9	280,00	264,95	15,05		0,52	0,27
10	275,65	260,50	15,15	14,53	0,62	0,38
11	272,20	257,60	14,60		0,07	0
12	275,50	260,95	14,55		0,02	0
13	274,00	259,80	14,20		0,33	0,11
14	291,60	277,75	13,85		0,68	0,46
15	278,00	263,30	14,70		0,17	0,03
16	282,00	267,65	14,35		0,18	0,03
17	295,30	281,55	13,75		0,78	0,61
18	279,15	264,70	14,45		0,08	0
19	281,30	266,40	14,90		0,37	0,14
20	283,00	268,10	14,90		0,37	0,14

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 14,53 \text{ mg}$ Standardabw. $s = \pm 0,48$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$M = 10,09 \text{ mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,33$

Masseverlust von Estilux microfill
bei 3 at
(Spez. Gew. = $1,44 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	284,10	261,60	22,50		0,27	0,07
2	272,65	250,05	22,60		0,17	0,03
3	273,20	250,00	23,20		0,43	0,18
4	283,55	262,70	20,85		1,92	3,69
5	278,90	255,50	23,40		0,63	0,40
6	275,70	253,05	22,65		0,12	0,01
7	279,90	258,20	21,70		1,07	1,14
8	278,50	256,00	22,50		0,27	0,07
9	274,50	251,80	22,70		0,07	0
10	291,50	270,20	21,30	22,77	1,47	2,16
11	278,20	255,60	22,60		0,17	0,03
12	275,45	252,35	23,10		0,33	0,11
13	278,15	254,50	23,65		0,88	0,77
14	271,20	247,90	23,30		0,53	0,28
15	276,45	253,20	23,25		0,48	0,23
16	282,30	259,70	22,60		0,17	0,03
17	284,90	261,55	23,35		0,65	0,42
18	268,15	244,40	23,75		0,98	0,96
19	270,30	246,80	23,50		0,73	0,53
20	275,40	252,60	22,80		0,03	0

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 22,77\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,76$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 15,81\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,53$$

Masseverlust von Estilux microfill
bei 4 at
(Spez. Gew. = $1,44 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	276,40	244,90	31,50		0,14	0,02
2	273,30	242,55	30,75		0,89	0,79
3	275,30	244,80	30,50		1,14	1,30
4	275,70	242,30	33,40		1,76	3,10
5	279,95	248,20	31,75		0,11	0,01
6	275,30	244,85	30,45		1,19	1,42
7	285,10	253,20	31,90		0,26	0,70
8	286,55	255,40	31,15		0,49	0,24
9	279,00	246,80	32,20		0,56	0,31
10	280,45	247,15	33,30	31,64	1,66	2,76
11	280,85	247,05	33,80		2,16	4,67
12	277,15	247,50	29,65		1,99	3,96
13	285,10	255,00	30,10		1,54	2,37
14	287,60	256,70	30,40		0,74	0,55
15	282,20	251,45	30,75		0,89	0,79
16	286,40	253,35	33,05		1,41	1,99
17	285,65	252,60	33,05		1,41	1,99
18	278,30	246,70	31,60		0,04	0
19	276,45	243,95	32,50		0,86	0,74
20	284,10	253,70	30,40		1,24	1,54

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 31,64 \text{ mg}$ Standardabw. $s = \pm 1,24$

Mittelwert des

Volumenverlustes $M = 21,97 \text{ mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,86$

Masseverlust von Isocap
bei 2 at
(Spez. Gew. = $1,4 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	274,80	266,60	8,20		0,10	0,01
2	281,50	273,40	8,10		0	0
3	288,00	280,15	7,85		0,25	0,06
4	274,10	266,25	7,85		0,25	0,06
5	283,55	275,65	7,90		0,20	0,04
6	274,55	265,85	8,70		0,60	0,36
7	279,45	271,50	7,95		0,15	0,02
8	272,00	263,30	8,70		0,60	0,36
9	272,50	264,55	7,95		0,15	0,02
10	276,00	268,10	7,90	8,10	0,20	0,04
11	269,20	261,10	8,10		0	0
12	280,70	272,50	8,20		0,10	0,01
13	286,55	278,75	7,80		0,30	0,09
14	276,70	268,30	8,40		0,30	0,09
15	285,70	277,60	8,10		0	0
16	287,40	279,10	8,30		0,20	0,04
17	279,85	272,00	7,85		0,25	0,06
18	275,70	268,15	7,55		0,55	0,30
19	275,30	267,30	8,00		0,10	0,01
20	282,50	273,90	8,60		0,50	0,25

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 8,10\text{mg}$ Standardabw. $s = \pm 0,31$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$M = 5,79\text{mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,22$

Masseverlust von Isocap
bei 3 at
(Spez. Gew. = $1,4 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	291,15	278,00	13,15		0,72	0,52
2	277,25	264,85	12,40		0,03	0
3	278,10	265,80	12,30		0,13	0,02
4	292,30	279,60	12,70		0,27	0,07
5	278,30	266,10	12,20		0,23	0,05
6	276,70	265,10	11,60		0,83	0,69
7	285,40	273,30	12,10		0,33	0,11
8	281,25	267,75	13,50		1,07	1,14
9	276,30	262,90	13,40		0,97	0,94
10	286,00	273,15	12,85	12,43	0,42	0,18
11	279,90	268,60	11,30		1,13	1,28
12	277,80	266,40	11,40		1,03	1,06
13	279,65	267,30	12,35		0,08	0,01
14	287,00	275,40	11,60		0,83	0,69
15	270,10	256,85	13,25		0,82	0,67
16	276,95	263,20	13,75		1,32	1,74
17	288,00	275,50	12,50		0,07	0
18	278,50	267,10	11,40		1,03	1,06
19	277,60	265,05	12,55		0,12	0,01
20	272,25	259,90	12,35		0,08	0,01

Mittelwert des
Masseverlustes

$M = 12,43\text{mg}$ Standardabw. $s = \pm 0,73$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$M = 8,88\text{mm}^3$ Standardabw. $s = \pm 0,52$

Masseverlust von Isocap
bei 4 at
(Spez. Gew. = $1,4 \frac{\text{mg}}{\text{mm}^3}$)

Probe Nr.	Gewicht vor	[mg] nach	Abrasion [mg]	Mittel- wert	Δx	$(\Delta x)^2$
1	282,85	269,55	13,30		1,85	3,42
2	280,80	266,55	14,25		0,90	0,81
3	279,90	264,25	15,65		0,50	0,25
4	281,80	266,20	15,60		0,45	0,20
5	287,85	271,90	15,95		0,80	0,64
6	272,65	257,70	14,95		0,20	0,04
7	284,75	270,45	14,30		0,85	0,72
8	278,70	263,50	15,20		0,05	0
9	281,00	265,20	15,80		0,65	0,42
10	279,55	264,20	15,35	15,15	0,20	0,04
11	290,95	276,20	14,75		0,40	0,16
12	278,90	263,50	15,40		0,25	0,06
13	280,30	264,85	15,45		0,30	0,09
14	285,75	270,45	15,30		0,15	0,02
15	276,50	260,45	16,05		0,90	0,81
16	277,65	262,65	15,00		0,15	0,02
17	276,45	261,55	14,90		0,25	0,06
18	284,90	270,25	14,65		0,50	0,25
19	277,55	262,25	15,30		0,15	0,02
20	285,85	270,10	15,75		0,60	0,36

Mittelwert des
Masseverlustes

$$M = 15,15\text{mg} \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,66$$

Mittelwert des
Volumenverlustes

$$M = 10,82\text{mm}^3 \quad \text{Standardabw. } s = \pm 0,47$$

5.3. Graphische Darstellungen

Härte von Silicap (Anzahl der Proben N=20)

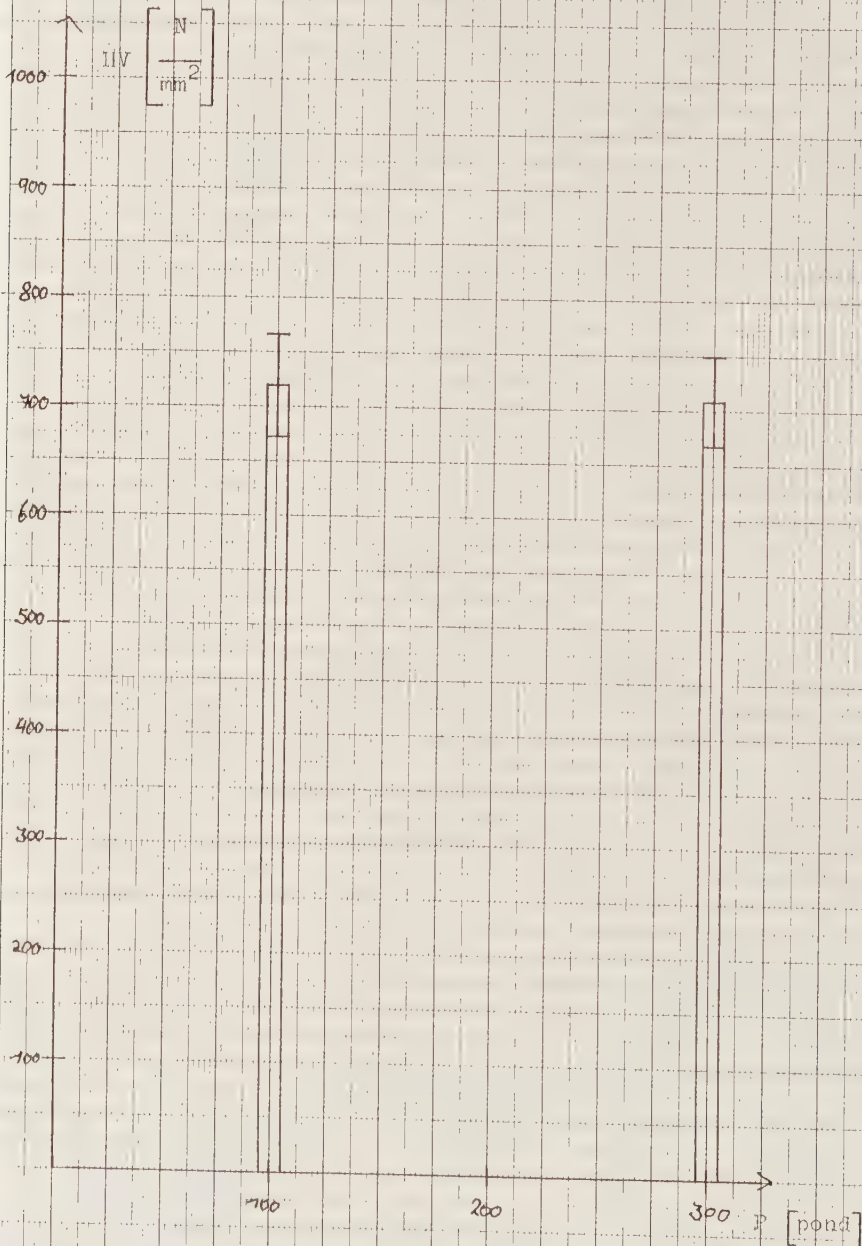


HV = Vickershärte

P = Prüfkraft

$\pm$ = Standardabweichung

Härte von Epoxydent (Anzahl der Proben N=20)

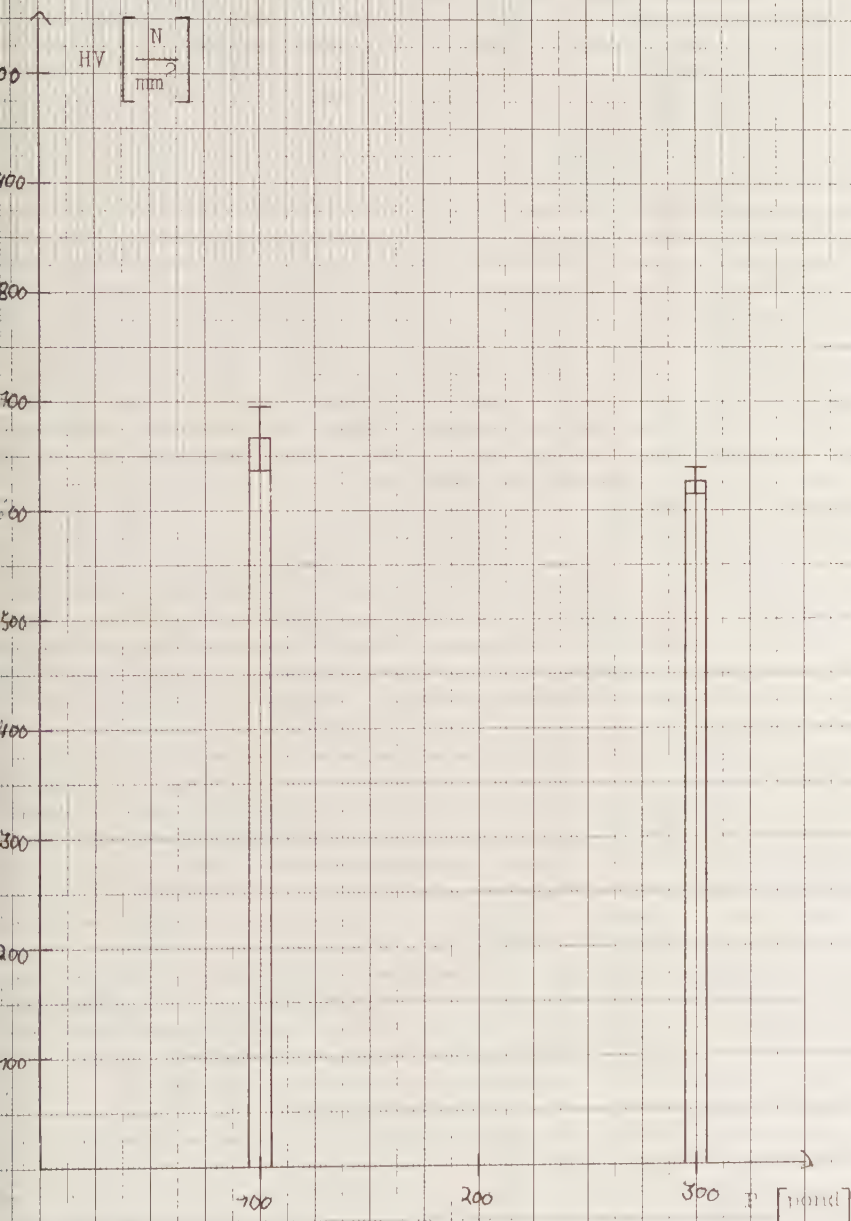


HV = Vickershärte

P = Prüfkraft

I = Standardabweichung

Härte von Cosmic (Anzahl der Proben N=20)

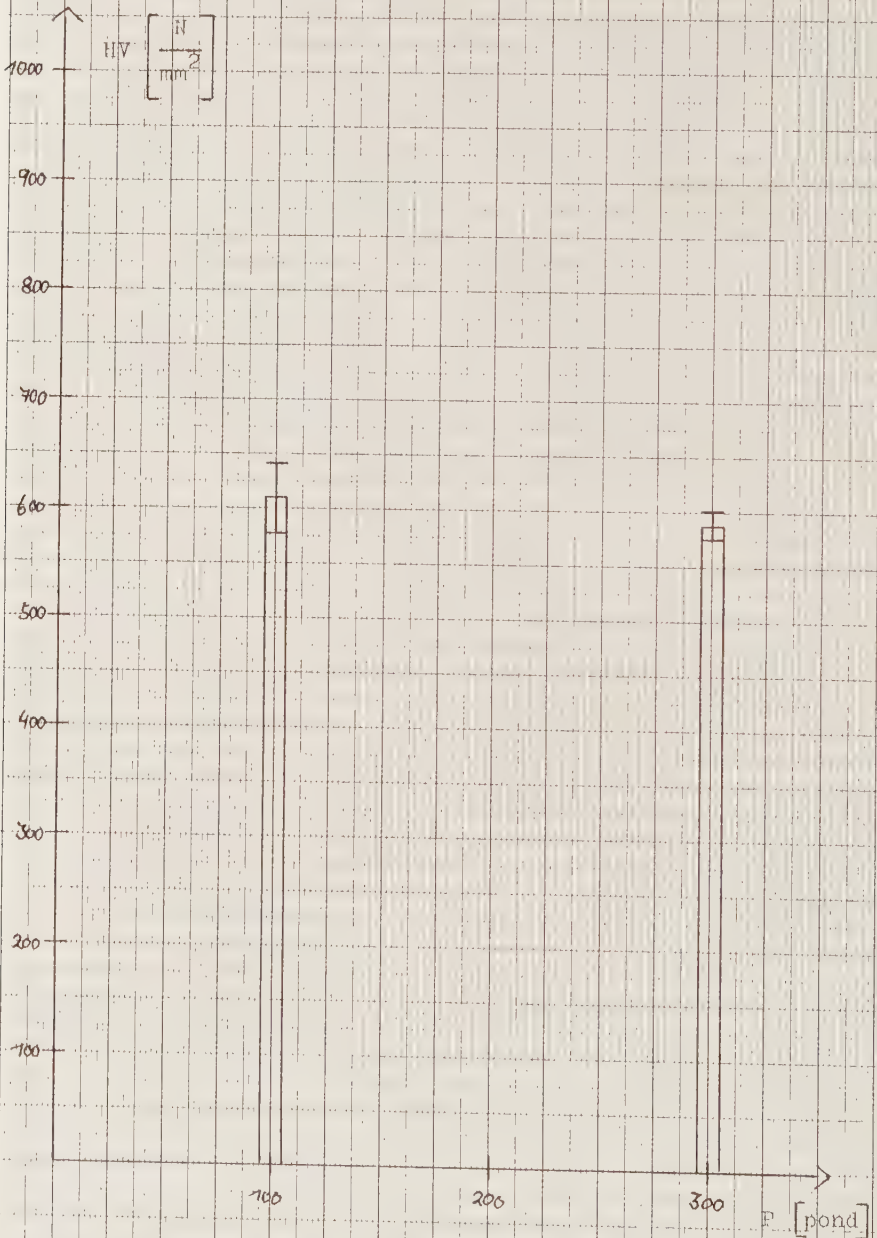


HV = Vickershärte

P = Prüfkraft

I = Standardabweichung

Härte von Adaptic (Anzahl der Proben $N=20$)

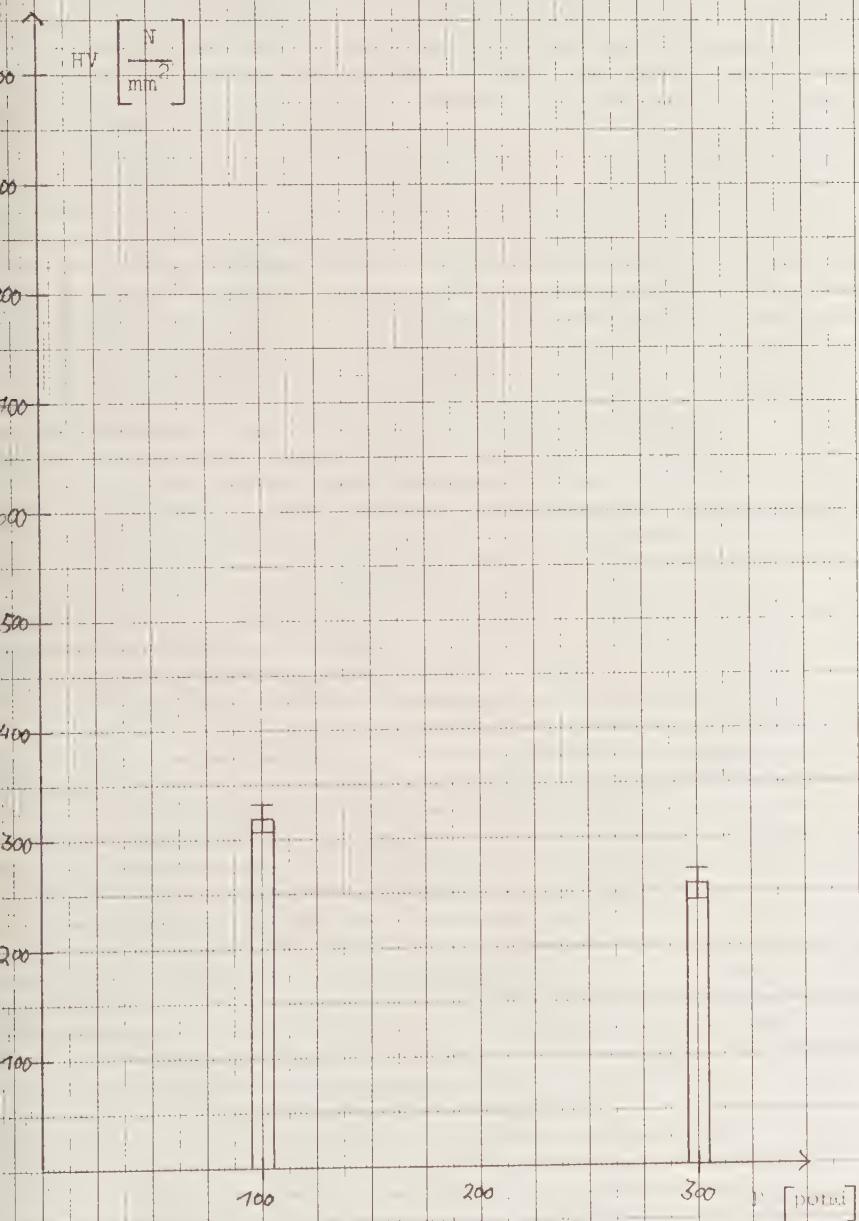


HV = Vickershärte

F = Prüfkraft

I = Standardabweichung

Härte von Estilux microfill (Anzahl der Proben N=20)

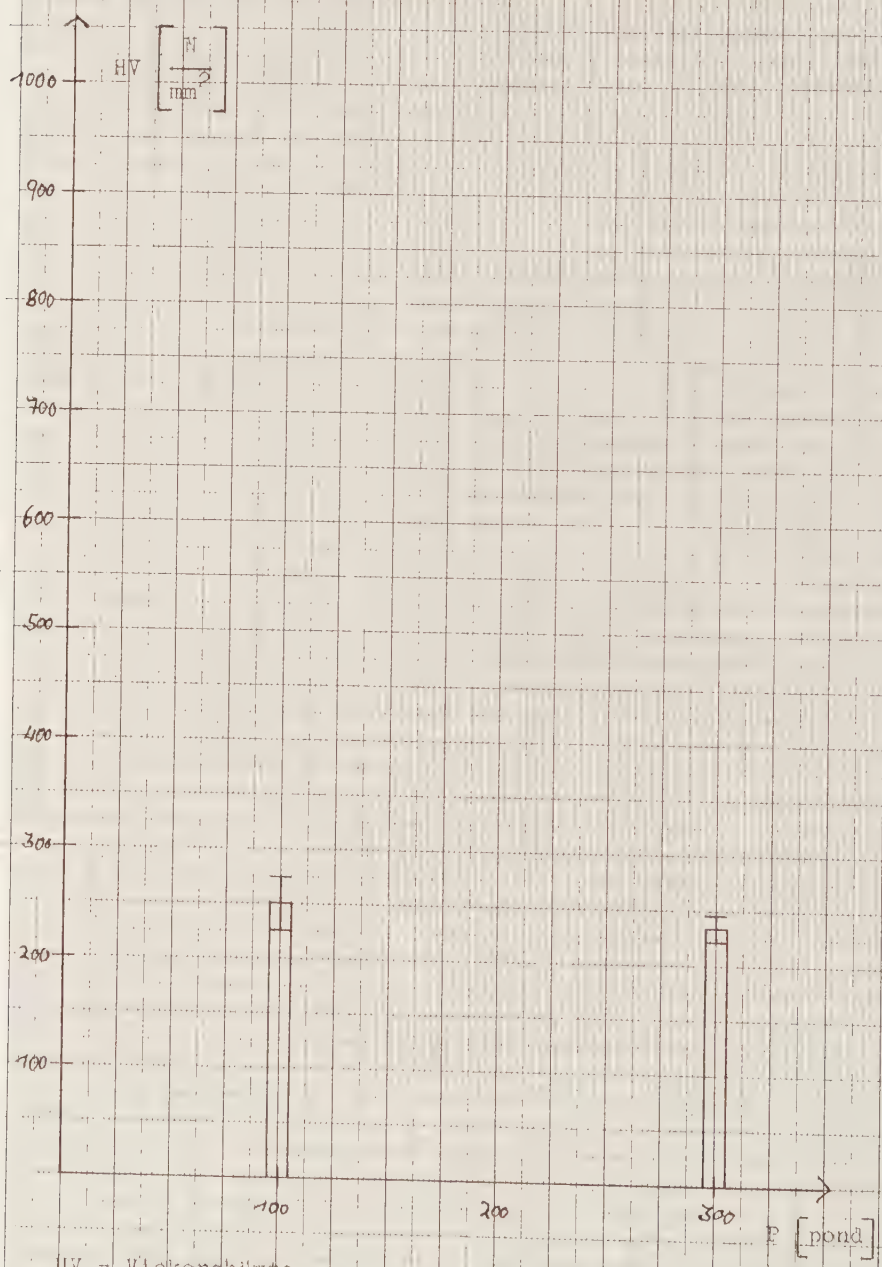


HV = Vickershärte

p = Prüfkraft

I = Standardabweichung

Härte von Isocap (Anzahl der Proben N=20)



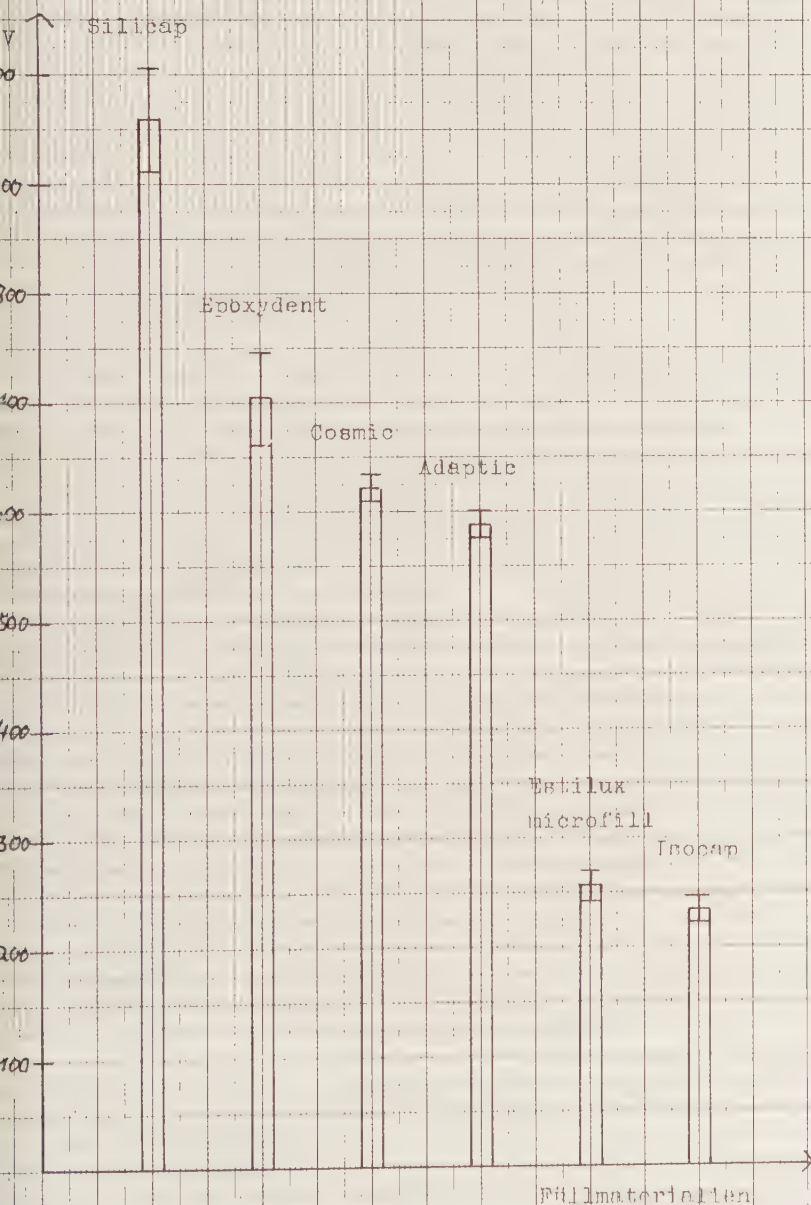
HV = Vickershärte

P = Prüfkraft

[] = Standardabweichung

Härte der untersuchten Füllmaterialien

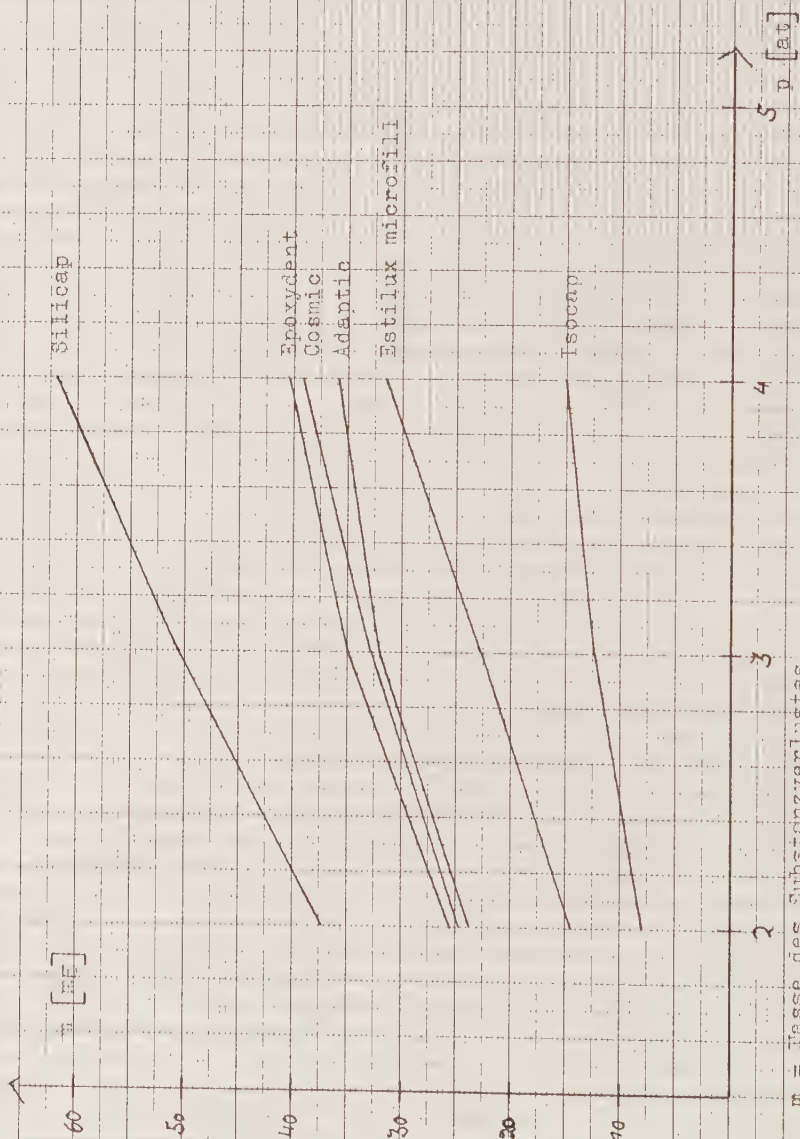
bei einer Prüflast von 300p (Anzahl der Proben je N=20)



HV = Vickershärte

I = Standardabweichung

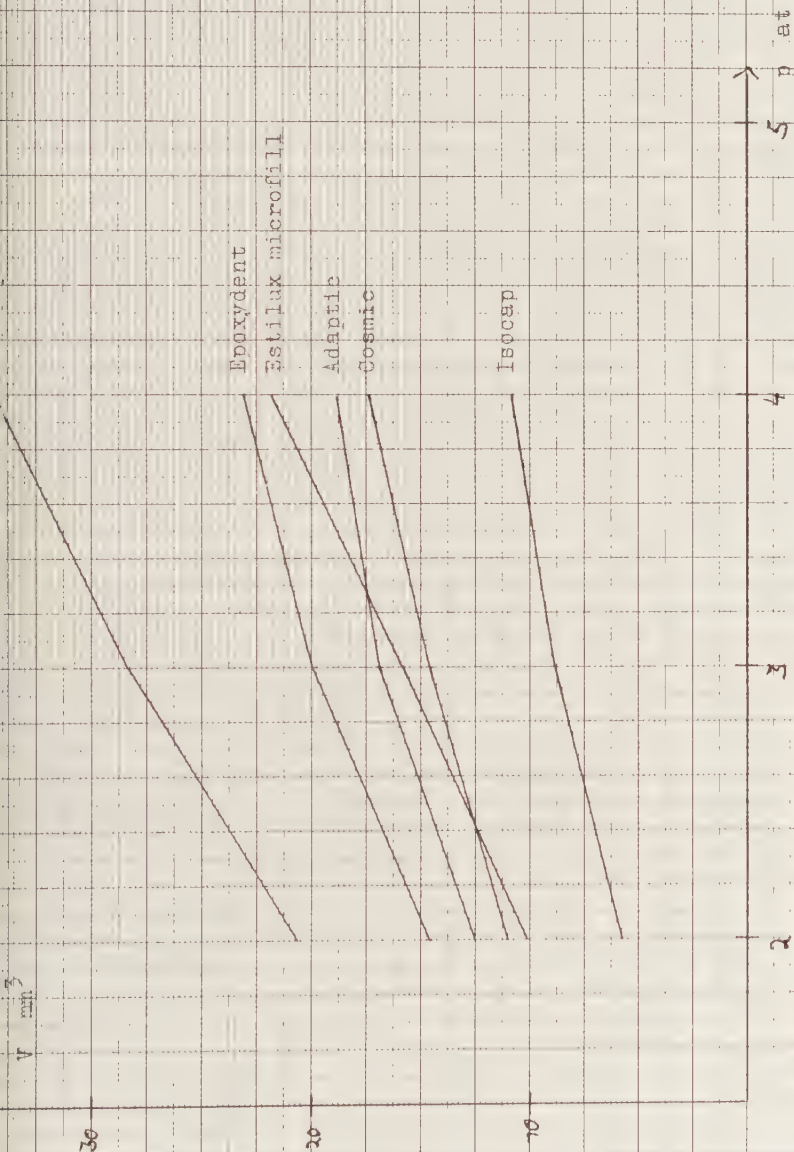
Massenverlust der untersuchten Füllmaterialien (Anzahl der Proben je N=20)



m = Masse des Substanzverlustes

p = Druck in Sandstrahlgebläse

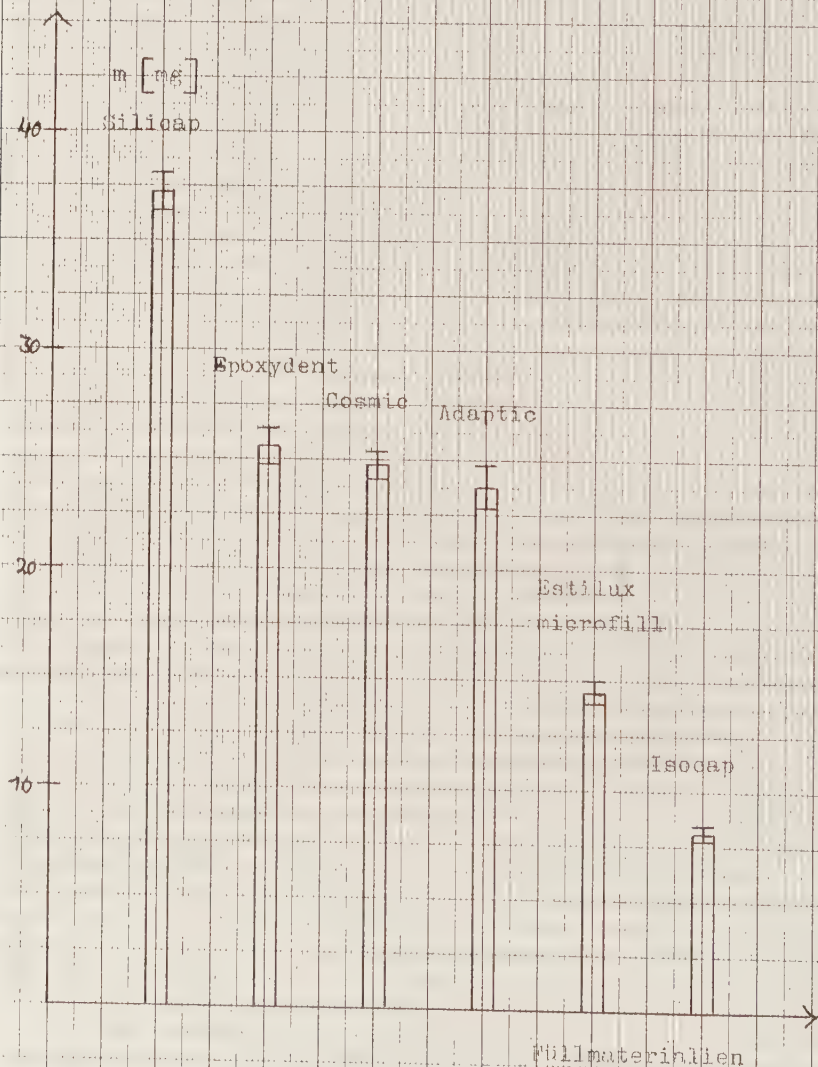
Volumenverlust der untersuchten Füllmaterialien (Anzahl der Proben je N=20)



V = Volumen des Substanzverlustes

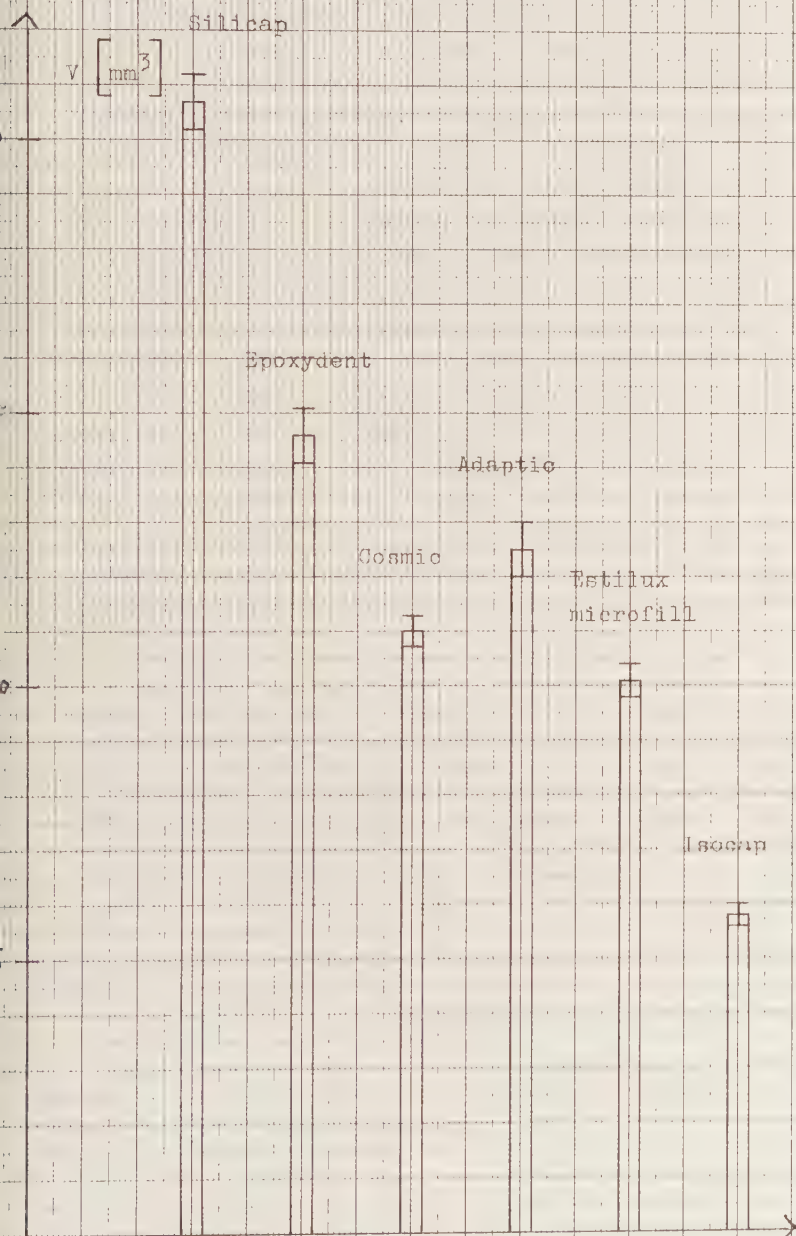
p = Druck in Megapascal

Masseverlust der untersuchten Füllmaterialien
bei 2at
(Anzahl der Proben je N=20)



m = Masse des Substanzverlustes
I = Standardabweichung

Volumenverlust der untersuchten Füllmaterialien
bei 2at
(Anzahl der Proben je M=20)



V = Volumen des Substanzverlustes
I = Standardabweichung

Füllmaterialien

6. Diskussion der Ergebnisse

Zunächst zeigt der Vickers-Härtetest deutliche Materialunterschiede. Das härteste unter den Füllmaterialien ist zugleich das älteste, nämlich der Silikatzement mit $HV = 970,11 \text{ N/mm}^2$ bei 100p und $HV = 960,16 \text{ N/mm}^2$ bei 300p Prüflast. Die übrigen Werkstoffe zeigen eine kontinuierliche Abnahme der Härtewerte bis hin zu dem weichsten Material Isocap mit $HV = 251,08 \text{ N/mm}^2$ bei 100p und $HV = 235,10 \text{ N/mm}^2$ bei 300p. Das härteste Material unter den Kompositen ist jenes Epoxydent mit $HV = 720,55 \text{ N/mm}^2$ bei 100p und $HV = 708,54 \text{ N/mm}^2$ bei 300p, welches in der Werbung für den Seitenzahnbereich konzipiert wurde. Die beiden Komposite Cosmic mit $HV = 666,74 \text{ N/mm}^2$ bei 100p und $HV = 627,45 \text{ N/mm}^2$ bei 300p und Adaptic mit $HV = 609,84 \text{ N/mm}^2$ bei 100p und $HV = 588,89 \text{ N/mm}^2$ bei 300p folgen in etwa gleichen Abständen. Schließlich fällt der große Unterschied zu den beiden neuentwickelten Füllmaterialien Estilux microfill mit $HV = 319,56 \text{ N/mm}^2$ bei 100p und $HV = 256,93 \text{ N/mm}^2$ bei 300p und Isocap auf. Sie sind vergleichsweise als weich zu bezeichnen.

Die drei Komposite Epoxydent, Cosmic und Adaptic sowie Isocap zeigen bei Steigerung der Prüflast von 100p auf 300p eine Abnahme der Standardabweichungen ihrer Härtewerte. Dies entspricht den Erwartungen aufgrund des Einflusses der anorganischen Füller. Je mehr sich die Eindruckdiagonale in der Größenordnung der Füller bewegt, desto größer ist die zu erwartende Streuung (siehe auch 3.1.3.). Bei der größeren Prüflast von 300p wird folglich dieser Einfluß geringer. Estilux microfill als Vertreter mit sehr viel kleineren Füllkörpern weist erwartungsgemäß eine konstant kleinere Standardabweichung auf. Die größeren Streuungen des Füllmaterials Silicap sind wohl dem Problem des Silikatzementes schlechthin zuzuschreiben. Dennoch zeigen die Ergebnisse, auf welch hohes Niveau das Kapselsystem diesen so problematisch dosierbaren und anmischbaren Zement gebracht hat.

Vergleichen wir die Härtewerte mit strukturellen Momenten, so fällt eine deutliche Tendenz auf: Die konventionellen

Materialien, die sich allgemein durch höheren anorganischen Füllstoffanteil auszeichnen, zeigen entsprechend höhere Härtewerte. Estilux microfill mit geringerem Anteil der Füller zeigt entsprechend geringere Härtewerte. Isocap, das nach Reinhardt und Vahl (55) eine anorganische Komponente von 24 Gewichtsprozent enthält, ist folgerichtig das weichste Füllmaterial. Offensichtlich ist die Härte der Komposite direkt vom Fülleranteil abhängig. Andere Autoren wie Lutz/Lüscher/Ochsenbein (30), Macchi/Craig (32) und Peterson (46), der im Innern eines Kompositkörpers eine größere Härte bei größerer Füllerkonzentration im Vergleich zur Körperoberfläche feststellte, bestätigen diese Wechselbeziehung.

Schließlich ist bei allen sechs Füllmaterialien die Abnahme der Härte bei zunehmender Prüflast ein einheitliches Phänomen. Dies wurde auch von Bastian (1) beobachtet, der die Härte von Verblendkunststoffen mit Prüflasten von 15p und 50p maß. Bückle (7) beschreibt die gleichen Erscheinungen bei Metallen. Als Fachmann der Mikrohärteprüfung legt er diesem Phänomen ein Exponentialgesetz nach Meyer zugrunde.

Der beschriebene Sandstrahltest entspricht sicher nicht den tatsächlichen Verhältnissen in der Mundhöhle; dennoch ist zu beachten, daß das Verschleißverhalten der Materialien gegenüber der Sandstrahlbelastung eine eindeutig meßbare Größe darstellt. Man erhält Abriebsergebnisse, die unbeeinflusst sind von anderen Faktoren, die sich in der Mundhöhle noch überlagern würden. Bis heute jedoch ist es nicht möglich, z.B. chemische oder gar bakterielle (26) Auflösungsprozesse in vitro nachzuahmen. Laborversuche sind also wie schon erwähnt immer mangelhaft, die Tauglichkeit zur Groborientierung wird der Vergleich mit anderen Autoren zeigen. Der Sandstrahltest hat jedoch bezüglich der Reproduzierbarkeit eines in vitro-Verfahrens gewisse Vorteile, nämlich:

- a) Keine Abnutzung des Abrasivums während des gesamten Versuchsablaufs; es wird immer neuer Korund verwendet,

- b) keine Verschmierung und damit Effektivitätsminderung des Abrasivums wie es möglicherweise beim Sandpapier-test eintreten kann,
- c) während des Versuches losgerissene Füller werden durch den Luftstrom weggeschleudert und können daher nicht zusätzlich abrasiv wirken,
- d) automatische Werkstoffkühlung durch den Luftstrom.

Vergleicht man die Ergebnisse von 5.1. und 5.2. miteinander, so kann man eine Richtung erkennen. Die Materialien mit geringerer Härte zeigen deutlich geringeren Substanzverlust. Betrachtet man anschließend den Masseverlust, so erscheint im Experiment eine umgekehrte Relation zwischen Härte und Verschleißfestigkeit. Nach Umrechnung des Masseverlustes auf Volumenverlust verändern sich die Verhältnisse nur beim Estilux microfill bei höherem Druck. Wenn auch das Komposit Estilux microfill einen andersartigen Gesamtverlauf im Verschleißdiagramm zeigt, so bleibt die oben beschriebene Tendenz bei 2 at mit Ausnahme des besseren Abschneidens von Cosmic gegenüber Adaptic erhalten. Allgemein weisen die Substanzen mit geringerem Füllstoffanteil (Estilux microfill und Isocap)

- 1) eine zwar kleinere Härte
- 2) aber eine größere Verschleißresistenz (Estilux microfill nur bei 2 at) auf.

ad 1) Erster Sachverhalt steht wie schon oben erwähnt im Einklang mit anderen Autoren.

ad 2) Diese Beobachtung steht im Widerspruch zu Schmitz et al. (60), die eine Zunahme der Abriebfestigkeit mit Zunahme des Füllstoffanteils und der Füllergröße korrelieren. Dies gilt jedoch für sehr kleine Füllstoffanteile (16,7%). Der gleiche Autor spricht allerdings bei Härtesteigerung von einer größeren Sprödigkeit. Könnte also der große Füllstoffanteil der Composite Epoxydent, Cosmic und Adaptic auch zu einer Art Versprödung des Werkstoffes führen, die beim Vickerstest nicht zum Ausdruck kommt? Die alleinigen Härte-

werte sind ja äußerst zufriedenstellend!

An dieser Stelle scheint mir eine Betrachtung der Größe der Füller wichtig. Wie Ausführungen von Macchi und Craig (32) zeigen, wird die Rauhgigkeit einer Kompositfüllung nach Abnutzung der homogenen oberflächlichen Matrixschicht von der Größe der anorganischen Füller bestimmt. Wahrscheinlich ist die Rauhgigkeit ein bestimmender Parameter beim Verschleiß. Man denke nur an das Nachlassen der Effektivität von verschmiertem Schmirgelpapier. Es ist vorstellbar, daß der Substanzverlust ein Maximum erreicht, wenn die Kompositoberfläche und die Korngröße des Abrasivums (der Korundpartikel) zueinander passen, in der Art, daß die abrasiven Körner in die Rauhtiefen der Kompositoberfläche passen, die in kurzer Zeit anstelle des Hochglanzes entsteht, so daß maximal wirksame Interaktionsflächen zwischen den Oberflächen resultieren. Sind jedoch die Korundpartikel des Abrasivums deutlich größer als die Füllpartikel wie im vorliegenden Fall, so hängt nach Reinhardt und Vahl (55) die Verschleißrate ab von der Bindung der aus der Oberfläche der Füllung herausragenden Füller an die Matrix. Kleinere Füller sind sicherlich wesentlich fester an die Matrix gebunden als größere, denn bei ersteren nimmt die Gesamtoberfläche relativ zum Kornvolumen bzw. zur Kornmasse zu. Damit sind prinzipiell mehr chemische Bindungen pro Kornmasse möglich. Gleichzeitig erfordert aber eine gleiche Masse kleiner gemahlener Körner zum festen Zusammenhalt mehr Bindemittel (Matrix). Folglich wird bei Verkleinerung der Korngröße die höchstmögliche Maximaldichte der Körner im Komposit kleiner. Betrachten wir aber die Bindung der oberflächenvergrößerten Füller an die Matrix als den hauptsächlichsten die Verschleißfestigkeit bestimmenden Faktor, so könnte dies vielleicht das Auftreten der kleineren Abriebrate der weicheren geringgradig gefüllten Komposite erklären.

Lutz/Ochsenbein/Lüscher (30) weisen ebenfalls auf den Einfluß der Stärke der Haftung zwischen organischem und anorganischem Anteil auf die Widerstandsfähigkeit gegen Substanzverlust hin.

Bowen (6) beschäftigte sich 1976 mit dem Problem der Verankerung der Füller. Er führte die Vergrößerung der Oberfläche durch Anätzen der anorganischen Komponente herbei. Er entwickelte zweiphasige semiporöse Glasfüller.

Energetische Betrachtungen von Uetz und Poehl (70) zeigen ebenfalls, daß zum Lostrennen einer vorgegebenen Masse kleiner Partikel mehr Energie aufgewendet werden muß als bei einer gleichen Masse großer Partikel.

Harrison (18) fand in seinen Untersuchungen auch eine Verbesserung der Abriebfestigkeit beim Adaptic im Vergleich zum deutlich härteren Epoxydent.

Die in der vorliegenden Arbeit gefundene Verbesserung der Verschleißfestigkeit bei den neueren Materialien mit extrem kleinen Füllern wird bestätigt durch die klinischen Arbeiten von Meier und Lutz (37), sowie von Reinhardt und Vahl (55).

Sedej (67) fand auch für Isocap entsprechend günstige AbrieBERgebnisse. "Angesichts der Größenordnung des Mikrofüllers SiO_2 kann zwischen dem Füller und der Kunststoffmatrix eine stärkere Verbindung erwartet werden, und zwar wegen der außergewöhnlich großen Oberflächenspannung der feinen Teilchen."

Das schlechte Abschneiden des Silikatremontes trotz überragender Härte entspricht ebenfalls den klinischen Ergebnissen von Erikson (13), Bowen et al. (5), Eames/Strain/Weitman/Williams (12).

Die von Mörmann (41) getroffene Feststellung von den sich leichter aus dem Matrixverband herauslösenden Glasfüllern im Vergleich zu den Quarzfüllern wird in meiner Arbeit im Vergleich Epoxydent/Adaptic bestätigt. Der Volumenverlust von Cosmic (Glasfüller) ist dagegen geringfügig kleiner als der von Adaptic (Quarzfüller).

Der Vergleich meiner Ergebnisse mit denen anderer Autoren zeigt, daß die im Sandstrahltest ermittelten Resultate durchaus vergleichende Aussagekraft haben. Die umgekehrte Relation zwischen Härte und Verschleiß ist streng physikalisch als rein zufällig anzusehen, hat jedoch wie aufgezeigt, materialspezifisch eine gewisse Bedeutung, nämlich:

Materialien mit zufriedenstellenden Härtewerten, die wohl durch anorganische Füller vorgetäuscht werden (54,64) müssen nicht entsprechend gute Resistenz gegen Substanzverlust zeigen.

7. Zusammenfassung

Nach einer historischen Einführung in die Entwicklung der Frontzahnfüllmaterialien beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit der Problematik der technischen Härtemessung nach Vickers sowie dem Phänomen des enoralen Substanzverlustes von Füllungen.

Eine Betrachtung üblicher Laborversuche und deren Aussagekraft schließt sich an.

In experimentellen Untersuchungen wird ein Vergleich angestellt zwischen der Härte und der Verschleißfestigkeit gegenüber Sandstrahlbelastung bei Silikatzement, vier Kompositmaterialien und Isositfüllstoff. Von jedem Material werden 20 Prüfkörper hergestellt, die in physiologischer Kochsalzlösung bei einer Temperatur von 37°C eingelagert werden. Nach drei Tagen wird die Härte mit dem Kleinlastprüfer "Durimet" der Firma Leitz, nach zehn Tagen die Verschleißfestigkeit durch Wiegen des Masseverlustes der Prüfkörper nach dem Test im umgebauten Sandstrahler "Protempomatic" der Firma Herbst gemessen.

Es zeigt sich, daß generell die weicheren Füllmaterialien mit geringerem prozentualen anorganischen Anteil weniger Substanz verlieren. Ein möglicher Interpretationsvorschlag in Anlehnung an Aussagen anderer Autoren wird versucht.

Der Vergleich der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit denen klinischer Untersuchungen zeigt Übereinstimmungen, die vielleicht eine Berechtigung eines Sandstrahlprüfverfahrens zwecks Groborientierung stärken.

8. Literaturverzeichnis

- (1) Bastian W. Abriebuntersuchungen an den Verblend-
kunststoffen Biodent K+B, K+B Material
Neu, "Palaferm Neue Formel" kalt und
warm und Biodent K+B Hedent unter be-
sonderer Berücksichtigung der in der
Mundhöhle auftretenden Temperaturdif-
ferenzen
med. Diss. Köln 1974
- (2) Beger G. Abrasionsmessung an zahnärztlichen
Werkstoffen nach Kontaktreibung
med. Diss. Mainz 1975
- (3) Beyerler K. Zahnabrasionen, Zahnfleischverletzun-
gen und tägliche Mundhygiene
Mooser M.
Dtsch. zahnärztl. Z. 15: 1443 (1960)
- (4) Bieske R.H. Neue Methode zur Untersuchung der Ab-
riebfestigkeit zahnärztlicher Mate-
rialien
Dtsch. Stom. 18: 565 (1968)
- (5) Bowen R.L. A laboratory and clinical comparison
Pfaffenbarger C.G. of silicate cements and a direct fil-
Mullineaux A.L. ling resin: a progress report
J. Prosth. Dent. 20: 426 (1968)
- (6) Bowen R.L. Semiporous reinforcing fillers for
Reed L.E. composite resins
I Preparation of provisional glass
formulations
II Heat treatments and etching
characteristics
J. Dent. Res. 55: 738 (1976)
- (7) Bückle H. Mikrohärteprüfung und ihre Anwendung
Berliner Union Stuttgart 1965

- (17) Gresch U. Experimentelle Untersuchungen über die Oberflächenhärte verschieden strukturierter Composites
med. Diss. Kiel 1976
- (18) Harrison A. Abrasive wear, tensile strength and Draughn R.A. hardness of composite resins - is there a relationship?
J. Prosth. Dent. 36: 395 (1976)
- (19) Hotz P. Die Abrasion von Composites
Schw. Mschr. Zahnh. 85: 253 (1975)
- (20) Jankelson The physiology of the stomatognathic Hoffmann system
Hendorn J. Am. Dent. Ass. 40: 375 (1953)
- (21) Krohn W. Untersuchungen über das Auftreten und die Dauer des Bestehens von Hystereseerscheinungen bei Composite-Füllungsmaterialien med. Diss. 1977 Mainz
- (22) Kronen Über die mechanischen Eigenschaften der Verblendkunststoffe... unter besonderer Berücksichtigung der Belastbarkeit von Kunststoffblenden ohne metallenen Kantenschutz
med. Diss. Köln 1970
- (23) Kuntze W. Eindruckhärte-Untersuchungen an Kunststoffen
Kunststoff 30: 323 (1940)
- (24) Lampert F. Der Ecken- und Schneidekantenaufbau mit Hilfe oberflächenverankerter Füllungsmaterialien
Deutscher Zahnärztekalendar S. 54
C. Hanser Verlag München 1977
- (25) Lampert F. Die Composites
Antrittsvorlesung vom 12.1.1977

- (26) Lampert F. Persönliches Gespräch vom 17.1.1979
- (27) Leinfelder K.F. Clinical evaluation of composite resins
et al. J. Prosth. Dent. 33: 407 (1975)
- (28) Liatukas E.L. A clinical investigation of composite
resin restorations in anterior teeth
J. Prosth. Dent. 27: 616 (1972)
- (29) Lugassy A.A. An abrasion resistance study of some
Greener E.H. dental resins
J. Dent. Res. 51: 967 (1972)
- (30) Lutz F. Adhäsive Zahnheilkunde
Mühlemann H.R. Juris Druck & Verlag Zürich 1976
Lüscher B.
Ochsenbein H.
- (31) Lutz F. Nachkontrolle von 1 1/4 jährigen
Ochsenbein H. Adhäsivfüllungen
Lüscher B. Schw. Mschr. Zahnh. 87: (1977)
- (32) Macchi R.L. Physical and mechanical properties
Craig R.G. of composite restorative materials
J. Am. Dent. Ass. 78: 328 (1969)
- (33) Mannerberg F. Isosit, ein neuer Füllungswerkstoff
Quintessenz April 1977
- (34) Marx H. Über die Härteuntersuchung zahnärzt-
licher Kunststoffe
Stoma 17: 234 (1964)
- (35) Marx H. Ein neues Härtemeßverfahren und seine
Anwendung bei der Untersuchung den-
taler Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 26: 758 (1971)
- (36) Marx H. Zur Beurteilung der Härte von Kunst-
stoffverblendungen
Zahnärztl. Welt 82: 615 (1973)
- (37) Meier C.H. Verschleißmessungen in vivo an occul-
Lutz F. salen Komposit- und Amalgamfüllungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 617 (1978)

- (38) Mettler P. Studie über die Abrasion von Amalgam
Roulet J.F. und Komposits im Seitenzahnbereich
Friedrich U. Schw. Mschr. Zahnh. 88: 324 (1978)
- (39) Meyer H. Die Ursachen der Abrasio dentis
Dtsch. zahnärztl. Z. 14: 941 (1959)
- (40) Mink J.R. Acid etch and enamel bond composite
et al. restorations of permanent anterior
teeth affected by enamel hypoplasia
J. Am. Dent. Ass. 94: 305 (1977)
- (41) Mörmann W. Oberflächenanalyse von zwei Komposit-
Lietha-Elmer E. füllungsmaterialien nach unterschied-
Meier C.H. licher Feinausarbeitung und Endver-
Lutz F. siegelung
Schw. Mschr. Zahnh. 87: 667 (1977)
- (42) Molnar Abkauungserscheinungen an natürlichen
Zähnen und ihre Nutzbarmachung für
die Formgestaltung künstlicher Zähne
Z. Stom. 37: 124 (1939)
- (43) Mühlreiter L. Anatomie des menschlichen Gebisses
Arthur Flex Verlag, Leipzig 1920
- (44) Müller K. Anwendung einer neuentwickelten
Kleinlast-Härtemeßmethode auf der
Basis des Vickersverfahrens
Kunststoff 60: 265 (1970)
- (45) Osborne J.W. One year and two year evaluation of
Gale E.N. a composite resin versus amalgam
Ferguson G.W. J. Prosth. Dent. 30: 795 (1973)
- (46) Peterson E.A. A comparison of the physical proper-
Phillips R.W. ties of four restorative resins
Swartz M.L. J. Am. Dent. Ass. 73: 1324 (1966)
- (47) Phillips R.W. One year observation of a composite
et al. resin for class II restorations
J. Prosth. Dent. 26: 68 (1971)

- (48) Phillips R.W.
et al. Observations on a composite resin for
class II restorations: a two-
year report
J. Prosth. Dent. 28: 164 (1972)
- (49) Phillips R.W.
et al. Observations on a composite resin for
class II restorations: a three-
year report
J. Prosth. Dent. 30: 891 (1973)
- (50) Powell J. M.
Phillips
Norman In vitro wear response of composite
resins, amalgam and enamel
J. Dent. Res. 54: 1183 (1975)
- (51) Powers
Allen
Craig Two body abrasion of commercial and
experimental restorative and coating
resins and amalgam
J. Am. Dent. Ass. 89: 1118 (1974)
- (52) Ramfjord S.P. Report of the committee on scientific
investigation of the american aca-
demy of restorative Dentistry
J. Prosth. Dent. 32: 198 (1974)
- (53) Ramfjord
Ash Die Therapie der physiologischen
Occlusion
Quintessenz Verlag Berlin
- (54) Rehberg H.J. Composite filling materials
Zahnärztl. Mitt. 4: 159 (1973)
- (55) Reinhard K.J.
Vahl J. Untersuchungen physikalischer Eigen-
schaften hochglanzpolierbarer Füllungs-
materialien im Vergleich zu Composites
Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 547 (1978)
- (56) Riethe P. Entwicklung der Frontzahnfüllungs-
werkstoffe
Zahnärztl. Mitt. Heft 6 und 7 1978
- (57) Roulet J.F. Die Abrasion von Kompositen
Schw. Mschr. Zahnh. 86: 413 (1976)

- (58) Roulet J.F. Ein klinischer Vergleich 3-er Komposits
mit Amalgam im Seitenzahnbereich
ZWR 86: 1055 (1977)
- (59) Saal D.v. Abriebfestigkeit verschiedener Brük-
kenverkleidungsmaterialien
med. Diss. Tübingen 1973
- (60) Schmitz K.H. Über den Einfluß anorganischer Füll-
Dougherty E.W. stoffe auf die Abriebfestigkeit den-
Catts R. taler Kunststoffe
Müller G. dent. lab. 21: 615 (1973)
Komma O.
Schulmeyer H.
- (61) Schnepfer H.E. Pin retained composites for splinting
lower anterior teeth
J. Prosth. Dent. 39: 162 (1978)
- (62) Scholz H. Die Untersuchung der abrasiven Wirkung
der Zahnpasten am Verblendkunststoff
und die Ermittlung einer Methode zur
Auswertung der Ergebnisse
med. Diss. Hamburg 1967
- (63) Schroeder A Gegenwart und Zukunft auf dem Sektor
der plastischen Kavitätenfüllmate-
rialien
Schw. Mschr. Zahnh. 80: 944 (1970)
- (64) Schroeder A. Stand der Erfahrungen auf dem Gebiet
der neuen Kunststoff-Kompositions-
materialien auf der Basis der Bowen-
Formel
Schw. Mschr. Zahnh. 81: 999 (1971)
- (65) Schuchardt D. Gibt es eine Abrasio ohne Schleif-
mittel?
Dtsch. zahnärztl. Z. 17: 280 (1962)

- (66) Schwalb H. Vergleichende Härteuntersuchungen
von Kunststoffverblendungen für
Kronen und Brücken
med. Diss. Mainz 1973
- (67) Sedej R. Mikroskopische Untersuchungen von
Isosit- und Composite Werkstoffen
Veröffentl. in zahnärztl. Praxis vorg.
- (68) Sonntag T. Messung einer durch Zahnbürsten ohne
Schleifmittel hervorgerufenen Abra-
sion an Kunststoffen einschließlich
Kompositen
med. Diss. Mainz 1975
- (69) Streitl E.H. Zur Abrasion an Kronen- und Brücken-
material mit und ohne anorganischem
Füllstoff
dent. lab. 22: 1198 (1974)
- (70) Uetz H. Abriebverhalten von Kunststoffen für den
Foehl J. dentalen Anwendungsbereich
Dent. Labor 22: 596 (1974)
- (71) Wannemacher R. Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde
Verlag Joh. Ambrosius Barth, Leipzig 1952
- (72) Wild W. Über Zusammensetzung, Verarbeitung
und Struktur der zur Herstellung von
Prothesen am meisten gebräuchlichen
Acrylate
Schw. Mschr. Zahnh. 57: 905 (1947)
- (73) Zirwes M. Die gegenseitige Abnutzung zahnärzt-
licher Kunststoffe und Edelmetall-
legierungen unter besonderer Berück-
sichtigung der Härte der Materialien
med. Diss. Köln 1977
- (74) Schriftliche Mitteilung der Firma
Vivadent vom 16.9.1978

An dieser Stelle möchte ich mich bei Herrn Professor Dr. Lampert sowie Herrn Professor Dr. Marx für wertvolle Hinweise vor Fertigstellung der Arbeit bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor Dr. Lampert für die Überlassung des Themas.

Ebenfalls bedanke ich mich bei den Firmen Vivadent, Kulzer, Johnson & Johnson, De Trey, Lee pharmaceuticals, Herbst, Siemens sowie dem Dentaldepot Altschul für die freundliche Bereitstellung von Versuchsmaterial.

LEBENS LAUF

- | | |
|------------|---|
| 13.09.1953 | geboren in Hildesheim als Sohn
des Oberamtsrates Werner Felfe
und seiner Ehefrau Martha,
geb. Rehaag |
| 1.04.1960 | Besuch der Volksschule in Koblenz |
| 20.12.1962 | Besuch der Volksschule in Darmstadt |
| 7.04.1964 | Besuch des Georg-Büchner-Gymnasiums
in Darmstadt |
| 5.06.1972 | Mathematisch naturwissenschaftliche
Reifeprüfung |
| 16.10.1972 | Studium der Humanmedizin an der
Universität Frankfurt |
| 27.03.1973 | Studium der Zahnmedizin an der
Universität Mainz |
| 22.06.1978 | Bestallung als Zahnarzt |

